



Sveriges lantbruksuniversitet
Swedish University of Agricultural Sciences

**Fakulteten för veterinärmedicin
och husdjursvetenskap**

Institutionen för anatomi, fysiologi och biokemi

Hälta i skritt hos häst

En biomekanisk studie av fyra kliniska fall

Hanna Stenelius

*Uppsala
2018*

Examensarbete 30 hp inom veterinärprogrammet

*ISSN 1652-8697
Examensarbete 2018:43*

Hälta i skritt hos häst

En biomekanisk studie av fyra kliniska fall

Lameness at walk in horses

A biomechanical study of four clinical cases

Hanna Stenelius

Handledare: Elin Hernlund, Institutionen för anatomi, fysiologi och biokemi

Biträdande handledare: Katrina Ask, Institutionen för anatomi, fysiologi och biokemi

Examinator: Marie Rhodin, Institutionen för anatomi, fysiologi och biokemi

Examensarbete i veterinärmedicin

Omfattning: 30 hp

Nivå och fördjupning: Avancerad nivå, A2E

Kurskod: EX0830

Utgivningsort: Uppsala

Utgivningsår: 2018

Delnummer i serie: Examensarbete 2018:43

ISSN: 1652-8697

Elektronisk publicering: <https://stud.epsilon.slu.se>

Nyckelord: häst, ekvin, hälta, skritt, smärtbedömning

Key words: horse, equine, lameness, walk, pain evaluation

Sveriges lantbruksuniversitet

Swedish University of Agricultural Sciences

Fakulteten för veterinärmedicin och husdjursvetenskap

Institutionen för anatomi, fysiologi och biokemi

SAMMANFATTNING

Hälta hos häst är en mycket vanlig orsak till att hästägare söker veterinärvård. Den veterinära subjektiva hältdiagnostiken kan dock vara en utmaning vad det gäller att ställa tidig och korrekt diagnos. Därför används objektiv hältdiagnostik allt mer inom klinisk veterinärverksamhet. Idag finns det dock ännu inga objektiva metoder för att mäta hälta i skritt vilket är problematiskt eftersom det kan finnas tillfällen under hältutredningen då veterinären vill undvika att utsätta hästen för den högre belastning som trav innebär (till exempel vid fissurer eller vid post-operativ vård).

För att kunna öka förståelsen för hälta i skritt så pågår det idag forskning för att koppla objektiva mått på rörelseasymmetri till systematisk smärtgradering baserat på smärtbedömningsskalor. En bättre förståelse för associationen mellan specifika rörelseasymmetrier och smärta är nödvändig för att vi bättre ska kunna utvärdera och behandla ortopediska lidanden eftersom hälta enligt de flesta definitioner är kopplad till smärta.

I denna studie har därför rörelseasymmetri mätts med ett 3D kamerasystem samt smärtuttryck och smärtbeteenden utvärderats enligt Equine Pain Scale (EPS) hos fyra hästar som uppvisat hälta i skritt. Två var halta på ett framben och två på ett bakben. Hästarna studerades en till tre gånger vardera med båda metoderna. Tre av de fyra hästarna uppvisade smärtbeteende enligt EPS. De beteendeparametrar som påverkades vid flest tillfällen var smärtansikte, hållning/viktfördelning och häst-människa interaktivt beteende. Ingen av hästarna visade vid något tillfälle uppmärksamhet mot det smärtsamma området. Hos dessa hästar kunde inget samband ses mellan uppmätt grad av objektiv rörelseasymmetri och subjektiv smärtbedömning.

De kroppssegment som studerades i rörelseanalysen av de frambenshalta hästarna var manke och huvud där den vertikala rörelsen påverkas vid hälta. Då en ohalt häst skrittar höjs och sänks manke och huvud i en symmetrisk sinusvåg under hästens stegcykel. Vid den här beskrivna hältan blev följaktligen sinusvågen asymmetrisk där hästarna sänkte huvudet som mest under det ohalta frambenets belastningsfas jämfört med det halta benets. Under första delen av belastningsfasen av det halta benet sänktes huvudet mindre, därmed fick huvudet en typisk nickrörelse, snarlik den som ses vid hälta i trav. Dessutom, vid analys av mankens vertikala position observerades ett varierande mönster bland hästarna. För den ena hästen sänktes manken som mest vid isättning av det halta frambenet och för den andra hästen sänktes manken som mest vid isättning av det ohalta frambenet. Vid bakbenshalta studerades tubera sacrales vertikala rörelse. Under isättning av det halta bakbenet hade tubera sacrale sin lägsta position och mitt under det ohalta bakbenets belastningsfas sågs den högsta positionen hos tubera sacrale.

De mätpunkter som användes vid rörelseanalysen i denna studie valdes ut baserat på den senaste forskningen för att förbättra objektiva hältbedömningar i skritt, en rörelseanalys som skulle kunna utgöra en viktig del i framtida veterinärers utvärdering av hästar med ortopedisk sjukdom. Denna analysmetod skulle kunna utgöra en kvalitetssäkring av postoperativ ortopedisk vård samt erbjuda ökad sensitivitet av ortopedisk diagnostik för speciellt utmanande biomekaniska fall i skritt, den senare på grund av att ryggen har större rörlighet i skritt jämfört med trav.

Slutligen kan det konstateras att fler hästar behöver studeras, både med rörelseanalys och smärtgradering, för att kunna ge svar på om det finns en koppling mellan vissa rörelseasymmetrier samt smärtuttryck och beteenden.

SUMMARY

Lameness in horses is a common cause for owners presenting their horses for veterinary care. Veterinary subjective lameness evaluations can be a challenge, however, when it comes to early and correct diagnosis. Objective lameness evaluations are therefore being used more and more in veterinary practice. Today, there are no objective methods for measuring lameness at the walk, however, which is problematic as there are occasions during lameness evaluations when the veterinarian wishes to avoid the intensified load during movement typical of trot (e.g. fissures or post-operative cases).

In order to deepen the understanding of lameness at walk, there is ongoing research to connect objective measurements of movement asymmetries to systematic pain scoring based on pain evaluation scales. A better understanding of the association between specific movement asymmetries and pain is necessary in order to improve the evaluation and treatment of orthopedic suffering as lameness is connected to pain according to most definitions.

Subsequently, in this study, movement asymmetries were measured with 3D camera systems and pain expressions and behaviors were evaluated according to the Equine Pain Scale (EPS) in four horses that exhibited lameness at the walk. Two of the horses had a front limb lameness and the other two had a hind limb lameness. The horses were studied one to three times each with both systems. Three out of four horses showed pain behavior according to the Equine Pain Scale. The behavior parameters that were most affected were the equine pain face, posture/weight distribution and the human-horse interactive behavior. None of the horses showed any attention to the painful area. No apparent connection between the level of asymmetry and level of pain behavior was noted.

The parameters studied in the horses with forelimb lameness were the withers and head movement where the vertical movement is influenced by lameness. In a sound horse, the head and withers move vertically in a symmetric sinusoid wave during the step cycle of the horse. For the aforementioned lameness described here, the sinusoid wave became subsequently asymmetric as the horses lowered their head during the support phase of the sound front limb compared to that of the lame front limb. During the first half of the support phase of the lame limb, the head was lowered less, producing a typical nodding movement, similar to that seen at lameness in trot. Furthermore, an analysis of the withers vertical position exhibited a variance among the horses. One horse had the lowest position of the withers upon hoof impact of the lame limb whereas the other horse had the lowest withers position upon hoof impact of the sound front limb. For an evaluation of hindlimb lameness, the vertical movement of tubera sacrale was studied. Upon hoof impact of the lame hind limb, tubera sacrale had its lowest position and during the mid-support phase of the sound hind limb, tubera sacrale had its highest position.

The measurements used for movement analysis in this study were chosen based on the latest research to improve objective lameness evaluations at walk, an analysis that could be a vital component of future veterinary evaluations of horses with orthopedic disease. This method of analysis could serve as a quality assurance component of post-operative orthopedic care as well as offer increased sensitivity of orthopedic diagnostics of particularly challenging biomechanics cases at walk, the latter based on the fact that the back is more flexible at walk than at trot.

Finally, it needs to be noted that more horses need to be studied, with movement analysis as well as pain evaluation scoring, in order to show whether or not there is a connection between movement asymmetry and pain expression and behaviors.

INNEHÅLL

INLEDNING	1
LITTERATURÖVERSIKT	2
Hälsa	2
Klinisk hältbedömning	3
Hälsa i trav	3
Hästens rörelse i skritt.....	4
Hälsa i skritt	10
Smärta	11
Smärtfysiologi.....	12
Smärtbedömning och smärtuttryck	12
MATERIAL OCH METODER.....	16
Studieupplägg.....	16
Urval av hästar.....	16
Protokoll för observationsstudie.....	17
Smärtutvärdering med EPS	17
Rörelsemätningar	17
Analys av rörelsedata	18
RESULTAT	19
Litteratursammanställning av skrittens biomekanik.....	19
Huvudets, mankens och korsets vertikala rörelse i skritt	19
Hästar	21
Asymmetriparametrar från kliniskt halta hästar.....	21
Tolkning av tidsseriedata från rörelseanalyser	22
Smärtgradering.....	27
Kvalitativ jämförelse mellan asymmetriparametrar och smärtgradering.....	27
DISKUSSION	29
Bedömningen av hältparametrar i skritt.....	29
Smärtbedömning av halta hästar	32
Studiens begränsningar	33
REFERENSER	35

INLEDNING

Hälta hos häst orsakar lidande och minskad djurvälstånd samt är den vanligaste orsaken till att hästägare söker veterinärvård (Penell, 2009). Med hjälp av korrekt diagnostik kan rätt diagnos ställas och hästen få rätt behandling. Hästen har störst chans att tillfriskna i samband med tidig upptäckt (Egenvall *et al.*, 2006). På grund av detta är intresset för hältdiagnostik stort och idag finns det objektiva mätmetoder som kan analysera hälta och rörelseasymmetri i trav. Analysmetoder som möjliggör objektiv hältdiagnostik i skritt har ännu inte utvecklats. Det är dock av största vikt att även kunna analysera hästens rörelse i skritt då det finns tillfällen då hästens tillstånd inte tillåter hög belastning vid rörelse utan att riskera försämring. Det kan till exempel vara vid misstanke om en fissur som vid högre belastning riskerar att bli en fraktur, eller efter en operation.

Med hjälp av objektiva analysmetoder får man en mer exakt jämförelse av hur hältan utvecklas, vilket är fördelaktigt särskilt när en patient överlämnas mellan flera olika veterinärer. Förutsatt att skrittasymmetrin är kopplad till graden av smärta ger den objektiva rörelsemätningen också möjlighet till uppföljning av smärtbehandling. Denna koppling, mellan grad av asymmetri och grad av smärta, är än så länge inte klarlagd. Det kan eventuellt också finnas tillstånd där skrittens mekanik orsakar större smärta än trav. Objektiva system är känsligare än det mänskliga ögat och kan upptäcka lågradiga hältor. I framtiden skulle man kunna använda kameror eller sensorer med automatisk igenkänning av hälta i skritt för att övervaka flockar av hästar och varna ägaren om tecken på hälta uppstår.

Hälta är många gånger kopplad till smärta (van Weeren *et al.*, 2017) och smärta i sig är ett problem för djurvälståndet. Det är av största vikt att undvika onödigt lidande för våra djur och därför är det viktigt att förstå hur hästen uttrycker smärta för att kunna avgöra om tillräcklig smärtlindring ges (Weary *et al.*, 2006). Intresset för att kunna göra en så korrekt bedömning av hästens grad av smärtupplevelse har ökat på senare år vilket resulterat i studier där man dels har studerat hur hästens ansiktsuttryck påverkas och dels hur hästens beteende i övrigt påverkas av smärta. Det finns idag framtaget olika skalor för smärtbedömning, till exempel the Equine Pain Scale (EPS) som ska göra det enkelt att på ett mer objektivt sätt avgöra och jämföra hästens grad av smärta (Gleerup & Lindegaard, 2016).

För att kunna utveckla mätmetoder för hältbedömning i skritt behöver rörelsemönstret hos kliniskt halta hästar studeras i detalj. De mätpunkter på hästens kropp som används för objektiv hältutvärdering i trav kan möjligen användas även i skritt, men det förutsätter en god förståelse för skrittens biomekanik och hur dessa mätningar ter sig på både friska hästar och hästar med olika grad av hälta.

Detta examensarbete har som syfte att studera huruvida de rörelseasymmetriparametrar som normalt används för hältanalys i trav även skulle kunna användas för att objektivt mäta hälta i skritt hos hästar med klinisk hälta. Genom en litteraturgenomgång av skrittens biomekanik möjliggörs en tolkning av parametrarna. Ett ytterligare syfte är att studera om de kliniskt halta hästarna också uppvisar smärtbeteende och om smärtbeteendet, på individnivå, minskar då rörelseasymmetrin minskar.

LITTERATURÖVERSIKT

Hälta

Definitionen av hälta finns beskriven på flera olika sätt, Keegan (2007) definierar hälta som en rörelse där höger och vänster sidas stegcykel har en ökad grad av asymmetriamplitud i förhållande till varandra. Weishaupt *et al.* (2008) menar att hälta är ett symptom som ger onormalt rörelsemönster på grund av en funktionell eller strukturell störning från rörelseapparaten. Ross & Dyson (2011) beskriver hälta som ett kliniskt tecken med symptom på inflammation, inklusive smärta, eller en mekanisk defekt, som ger ett rörelsemönster som avviker från det normala. I detta examensarbete kommer jag definiera hälta som ett avvikande rörelsemönster som är orsakad av smärta medan jag med en rörelseasymmetri menar ett ojämnt rörelsemönster som ej behöver vara kopplat till smärta.

Det är viktigt att försöka särskilja hälta och asymmetri, särskilt idag när det finns analysprogram som kan märka av mindre asymmetrier än det mänskliga ögat. Hälta är ofta kopplad till asymmetri och smärta, men inte alltid, beroende på vilken definition man använder sig av. En häst kan till exempel vara dubbelsidigt halt vilket kan ge en symmetrisk rörelse. En mekanisk störning kan ge en hälta och asymmetri utan att vara smärtorsakad. Asymmetri däremot är bara beskrivningen av en rörelse som inte är helt symmetrisk men är inte ett symptom eller kliniskt tecken så som hälta är. Ofta är asymmetri kopplad till hälta men beroende på hur känsliga metoder man har att mäta asymmetrier med så finns det en överlappande gråzon, där det finns hästar med en normal rörelsevariation samt hästar som är halta och visar samma grad av asymmetri (van Weeren *et al.*, 2017).

Hästar kan ha ortopediska problem på fler än ett ben vilket kan resultera i hälta på flera ben samtidigt, men det är även vanligt förekommande med så kallade kompensatoriska hältor. Vid en hälta kan hästen omfördela vikten och ändra sitt rörelsemönster så att en kompensatorisk hälta på ett annat ben uppstår. Denna hälta är i sig inte smärtutlöst och normalt sett kommer den försvinna när det primärt halta benet blir bra eller när man bedövar bort en hälta på det primärt halta benet. I vissa fall kan dock den felbelastning det innebär när en häst avlastar ett halt ben under lång tid leda till sekundära hältor, dessa beror på överbelastning och är således smärtutlösta och försvinner ej på samma sätt när man till exempel bedövar bort smärta från det primärt halta benet (Keegan, 2007).

En primär bakbenshälta ger ofta en samsidig (ipsilateral) kompensatorisk frambenshälta i trav. För att avlasta det halta bakbenet flyttar hästen vikten framåt, till det diagonala frambenet, som är i marken samtidigt som det halta bakbenet. Det gör att huvudet sjunker ner mer och ger en nickning precis som för det friska benet vid en frambenshälta. Vid en primär frambenshälta kan man se en kontralateral kompensatorisk bakbenshälta samt även se en ipsilateral kompensatorisk bakbenshälta, detta då bäckenet sjunker ner mindre vid belastning av det ipsilateral bakbenet men även höjs mindre i frånskjutsfasen av det kontralaterala bakbenet (Kelmer *et al.*, 2005; Rhodin *et al.*, 2016).

Klinisk hältbedömning

En hältutredning syftar till att ta reda på om en hälta är smärtutlöst och identifiera patologin bakom denna. Vanligtvis vid hältutredningar tas anamnes, veterinären studerar hästen exteriör och palperar för att känna avvikelser så som ömhet, svullnad eller värme. Hästen observeras i rörelse vanligen i både skritt och trav på rakt spår samt på volt vid longering där man kan se hästen i alla gångarter och eventuellt bedöms hästen också under rid- eller körprov. I skritt och trav brukar man gradera hältan enligt AEEP-skalan (tabell 1) där 0 är ohalt och 5 är blockhälta, det vill säga att hästen inte stödjer på benet. För att lokalisera smärtområdet används ofta manipulation i form av till exempel böjprov samt diagnostiska bedövningar. Bilddiagnostik kan vara användbart och användas för att diagnostisera hältans ursprung och allvarlighetsgrad, ibland kan även en neurologisk undersökning vara relevant.

Tabell 1. AEEP-skala

0 grader	Hälta kan inte ses
1 grad	Hältan är svår att se och är inte konstant närvarande beroende på omständigheterna
2 grader	Hältan är svår att se i skritt och i trav på rakt spår, men konstant närvarande under vissa omständigheter
3 grader	Hältan ses konstant i trav under alla omständigheter
4 grader	Hältan är uppenbar i trav
5 grader	Hältan orsakar minimal belastning på benet i rörelse och/eller vila eller orsakar total oförmåga till rörelse

Hälta studeras främst i trav då detta är en symmetrisk tvåtaktig gångart vilken gör det lätt att jämföra hästens rörelser då de två diagonala benparen är i belastning och frångjut/svävningsfas samtidigt (Buchner *et al.*, 1996a). Det finns dock tillfällen då hästens tillstånd inte tillåter den belastning som trav innebär och hältan kan då utvärderas i skritt. Detta kan till exempel vara vid kraftiga hältor, hältor där man misstänker en fissur som vid högre belastning kan bli en fraktur, eller efter en operation där endast försiktig rörelse är att rekommendera.

Man har sett att överensstämmelse för den subjektiva bedömningen av hälta på häst är varierande och även erfarna veterinärer kan vara oeniga om vilket ben hästen är halt på, särskilt vid lägre grader av hälta (Keegan *et al.*, 1998). Det har på senare tid börjat användas allt mer objektiva analysmetoder för att kunna mäta hälta hos häst på ett säkrare sätt. Dessa metoder finns idag endast för att mäta hälta i trav.

Hälta i trav

Hästens gångarter kan beskrivas med hjälp av en stegcykel. En fullständig stegcykel omfattar en komplett rörelse där alla benen rört sig ett steg framåt. För varje ben finns under en stegcykel en belastningsfas när benet är i marken, överrullningsfas precis innan benet lämnar marken och svävningsfas när hoven inte vidrör marken (Barrey, 1999). I trav rör sig hästen med de diagonala benparen synkroniserat. Det är en tvåtaktig gångart och hästen har hela tiden antingen två hovar i marken eller ingen under ett svävmoment. I trav håller hästen huvud respektive kors som lägst under belastningsfasen för det benpar som är i marken, och som högst strax efter frångjut, det vill säga under svävningsfasen. De vanligaste visuella punkterna för att bedöma

håltä på häst är huvudets rörelse för frambenen och korsets rörelse för bakbenen. På en symmetrisk häst kommer huvudets och korsets högsta respektive lägsta punkt vara på samma nivå när man jämför belastning och frånskjut för de två diagonala benparen (Buchner *et al.*, 1996a). Hästen ser ut att med huvud och kors sjunka ned lika lågt och skjuta sig uppåt-framåt lika högt under de två benparens halva steg cykel.

Frambenshåltä är något lättare att upptäcka jämfört med bakbenshåltä. Frambenshåltä ger i förlängningen en asymmetrisk rörelse i hals och huvud på hästen vilket vi lättare uppfattar än skillnader i korsets rörelse (Buchner *et al.*, 1996a). Håltä ger en minskad vertikal rörelse i kroppen när det halta benet är i belastningsfas. För en frambenshåltä innebär detta att huvudet inte sjunker ner lika mkt under belastningsfasen och inte höjs lika mkt under frånskjutsfasen för det halta benet jämfört med det friska. Detta ger en karakteristisk huvudnickning. På samma vis ger en bakbenshåltä en mindre rörelse i det vertikala planet vid observation av tubera sacrale mitt på korset. Under det halta benets belastningsfas kommer tubera sacrale inte sänkas lika mycket och vid det halta benets frånskjutsfas kommer tubera sacrale inte höjas lika mycket jämfört med det friska benet (Buchner *et al.*, 1996a). Man kan även se håltä på bakben genom att studera tubera coxae, här däremot kommer amplituden/vertikala rörelsen bli större för det halta benets sida på grund av rotationen som blir i bäckenet vid isättning av det friska benet (May & Wyn-Jones, 1987).

Objektiva rörelseanalysmetoder börjar komma in allt mer i klinisk verksamhet för att tidigare främst ha använts inom forskning. Det finns olika varianter på objektiv rörelseanalys, till exempel med hjälp av kraftmätningsskivor, där hovens kraft och belastning mot underlaget mäts. Vid en håltä ses tydligt minskad belastning av det halta benet jämfört med de kontralaterala, och därmed anses kraftmätningsskivor vara referensmetoden för att utvärdera håltor. Att mäta och analysera håltä med hjälp av kraftmätningsskivor är dock tidskrävande i dagsläget och används därför inte kliniskt utan främst inom forskning (Keegan, 2012). De objektiva mätmetoder som anses lämpligare för användning i klinisk situation är olika rörelsebaserade mätmetoder. Att använda sig av mätning av asymmetrisk vertikal rörelse av huvud respektive kors för att analysera håltä har visat sig stämma bra jämfört med kraftmätningsskivor (Bell *et al.*, 2016). De mest använda system som utnyttjar sig av denna rörelseanalys bygger på att vertikala rörelsen mäts med hjälp av sensorer som registrerar accelerationen (Keegan *et al.*, 2004; Pfau *et al.*, 2013). Sensorerna fästs på anatomiska landmärken som till exempel huvud och kors, samt på ett framben för att kunna avgöra var i stegcykeln hästen befinner sig (Lameness Locator, 2016). Accelerationssignalen omvandlas till position via dubbelintegrering. För att studera vertikal rörelse av olika kroppsdelar av hästen används också reflexmarkörer vars position registreras av flera höghastighetskameror som tillsammans ger en 3D-bild av rörelsen (Barrey, 1999).

Hästens rörelse i skritt

Även skritt är en symmetrisk gångart men till skillnad från trav rör sig hästen fyrtaktigt, det vill säga fyra separata fotförflyttningar per stegcykel och har alltid två eller tre hovar i marken samtidigt. Det är två olika faser när hästen har två hovar i marken samtidigt, en då samma sidas benpar är i marken och ett där de diagonala benparen är i marken. Huvudet pendlar vertikalt och har sin högsta punkt i precis i början av varje frambens belastningsfas när båda frambenen

är i marken och lägsta punkt i mitten av varje frambens belastningsfas. Även manke och korset höjs och sänks vertikalt i en symmetrisk sinuskurva för en ohalt häst. Högsta punkten för manke respektive kors sker mitt under varje framben respektive bakbens belastningsfas när benet är rakt under hästen, samt lägsta punkt sker i slutet och början av frambenen respektive bakbens belastningsfas när båda fram respektive bakbenen är i marken (Buchner *et al.*, 1996a). Fotförflyttningen i skritt börjar från ena bakbenet och fortsätter med sammansidas framben. Till exempel höger bak, höger fram, vänster bak, vänster fram. Jämfört med trav är kraften mot marken för varje hov mindre i skritt (Back *et al.*, 1996).

Huvud och mankens rörelse

Huvud och manke rör sig upp och ner två gånger per stegcykel där båda frambenen respektive bakbenen tagit ett steg framåt. Huvudet har ett större rörelseomfång än manken och rör sig hos hästar i skritt i motsatt riktning i vertikalled jämfört med mankens rörelse. Manken når sin högsta vertikala position när hästens kropp har hävts upp på frambenet, mitt under belastningsfasen när endast ett framben är i marken. Huvudets högsta vertikala position sker däremot när hästens manke nått sin lägsta position, under båda frambenens dubbelbelastningsfas (Loscher *et al.*, 2016).

Markens reaktionskraft

Det finns flera studier som visar på olika resultat av hur hovens kraft mot marken beter sig under en belastningsfas i skritt. Kraften brukar kallas för markens reaktionskraft (på engelska ground reaction force, GRF). I Hodson *et al.* (2000) studie av 5 hästar visar sig kraften mot marken under en belastningsfas först öka snabbt, för att sedan plana ut och efter knappt halva belastningsfasen snabbt börja minska igen. Andra studier av 20 hästar (Merkens & Schamhardt, 1988), 15 hästar (Merkens *et al.*, 1988) respektive 5 hästar (Hodson *et al.*, 2001) visar på att det under en hofs belastningsfas i skritt finns två tydliga positiva peakar (toppar) i grad av kraft mot marken och att det däremellan finns en liten dipp (dal). I Weishaupt *et al.* (2010) studie visade det sig att skrittens hastighet påverkade formen på kurvan hos reaktionskraften mot marken. I deras studie som inkluderade 38 halvblodshästar skrittades hästarna i olika hastigheter på en rullmatta med inbyggd kraftmätning. Medelhastigheten i skritt var 1,54 m/s, men varierade mellan 1,1–2,1 m/s. Den typiska kurvan med två toppar visade sig endast vid snabbare hastighet i skritt, första indikationen på denna ”dubbelpeak” sågs vid 1,43 (+/- 0,08) m/s. Dubbelpeaken blev tydlig vid hastigheten 1,58 (+/-0,10) m/s. För frambenen blev den andra toppen störst och för bakbenen blev den första toppen störst. I långsam samlad skritt sågs endast en topp som inträffade vid ca 60 % av belastningsfasen för frambenet. Bakbenets kraft mot marken vid långsam skritt hade istället en trapetsform, där det knappt syntes några toppar. Vid mellanskritt skedde den första toppen för frambenen vid 39 % och för bakbenen vid 32 % av belastningsfasen. Vid ökad skritt blev topparna mer distinkta och förflyttades. För frambenet skedde då första toppen vid 24 % och andra vid 70 % av benets belastningsfas. För bakbenet hamnade första toppen vid 17 % och andra vid 78 % av belastningsfasen. Vid ökad hastighet sågs även en ökning av steglängden. Däremot blev durationen av belastningsfasen i relation till totala stegtiden minskad med ökad hastighet. I studien sågs även att ökad hastighet i skritt ledde till att hästarna gick bredare isär med både fram- och bakben, vilket inte sågs i trav. Dock var denna breddning endast 15-20 mm.

Underlagets påverkan

Även underlaget påverkar hästens rörelse i skritt. Mendez-Angulo *et al.* (2014) studerade skillnaden när 9 hästar gick på mjukt och hårt underlag samt på rullband. Största flexionen (böjningen) av lederna som bedömdes i studien sågs vid svävningsfasen. Den maximala böjningen vid svävningsfasen ökade när hästen gick på rullband, där karpus böjdes signifikant mer än vid jämförelse med det mjuka och hårda underlaget. För hasen och bakbenets kotled skedde en signifikant ökad böjning under benets svävningsfas när hästen gick på rullband samt mjukt underlag jämfört med det hårda underlaget. Största extensionen (sträckningen) för alla lederna som bedömdes i försöket (karpus, has samt kotled för fram och bakben) skedde i belastningsfas. Största sträckning för karpus och has uppnåddes när hästen gick på hårt underlag, vilket var en signifikant skillnad jämfört med rullband för båda lederna samt även för mjukt underlag för karpus. Skritt på mjukt underlag ledde till större sträckning av hasen jämfört med skritt på rullband. Kotlederna fram och bak fick störst sträckning när hästen gick på rullband, signifikant jämfört med mjukt och hårt underlag. Det största rörelseomfånget skedde när hästen skrittade på rullband för både karpus och kotlederna fram och bak. Största rörelseomfånget för hasleden skedde när hästen skrittade på mjukt underlag. Jämfört med hårt underlag var rörelseomfånget signifikant större för alla leder när hästen gick på rullband.

Även belastningsfasens duration i skritt (vid en hastighet mellan 1,0–1,4 m/s) studerades i samma studie och visade sig påverkas av underlaget. Belastningsfasens duration minskade för både fram och bakben (men bara signifikant för bakben) på mjukt underlag jämfört med både rullband och hårt underlag. Skritt på rullband gav en signifikant längre belastningsfas för bakben jämfört med hårt underlag (Mendez-Angulo *et al.*, 2014).

Frambenets rörelse

Frambenets rörelse i skritt har beskrivits av Hodson *et al.* (2000). I deras studie beskrevs en stegcykel för ett framben med början med markkontakt vid 0 % av stegtiden och fortsatte med överrullningen som började vid 55 %, hoven lyftes från maken vid 64 %, och svävningsfasen bestod mellan 64–100 % av den totala stegtiden.



Figur 1 (a-i). Frambenens rörelse under en stegcykel i skritt för vänster framben (VF) och höger framben (HF). Bilder: Hanna Stenelius

Belastningsfas

Hodson *et al.* (2000) visar också att under belastningsfasens första 13 % är även det andra frambenet i belastning (figur 1 a). En topp i kraften mot marken fås när det kontralaterala frambenet börjar lämna från marken. Mellan att det kontralaterala frambenet lyfts vid 13 % och att det kontralaterala bakbenet sätts i marken vid 26 % av frambenets stegcykel är det en period av belastning av endast det laterala benparet (figur 1 b). Under denna period ökar frambenets kraft mot marken mer gradvis än i den tidiga belastningsfasen eller till och med minskade i vissa steg.

Mittbelastningen, som inträffar vid 28 % av steget, markeras av att skenbenssegmentet hamnar i en vertikal position samtidigt som det kontralaterala frambenet passerar (figur 1 c). Den longitudinella kraften ändras dock från bromsande till påskjutande först vid 34 % av steget. Frambenets maximala vertikala kraft mot marken inträffade vid 41 % av steget, vid tidpunkten för att det ipsilaterala bakbenet lyfts från marken (figur 1 e).

Armbågsleden och karpalleden hade en konstant vinkel de första 7 % av steget, sedan fick karpus sin fullsträckta och komprimerade position som ett resultat av att skenbenssegmenten

roterar långsammare än underarmenssegment. Kotleden sträcktes och hovleden böjdes när kron- och kotbenssegmentet roterade kranialt. Vid 10 % av steget ändrade kron- och kotbenssegmenten rotationsriktning och hovleden började då sträckas. Detta skedde nära den maximala bromsningen av den longitudinella kraften mot marken.

Under belastningsfasen hade bogleden en konstant vinkel vid perioderna av där två ben var i marken, medan vid perioderna med tre ben i marken böjdes bogleden. Överarms- och skenbenssegmentet roterade med nästan samma vinkelhastighet mellan 12–58 % av steget, vilket gjorde karpalleden relativt orörlig med endast mindre vibrationsrörelser under största delen av belastningsfasen. Vid 34 % av steget då den longitudinella kraften mot marken ändras från bromsande till påskjutande skedde den maximala sträckningen av kotleden, det vill säga när kotan är närmast marken. Därefter gick kotleden mot mer böjning under resterade del av steget.

Överrullningsfas

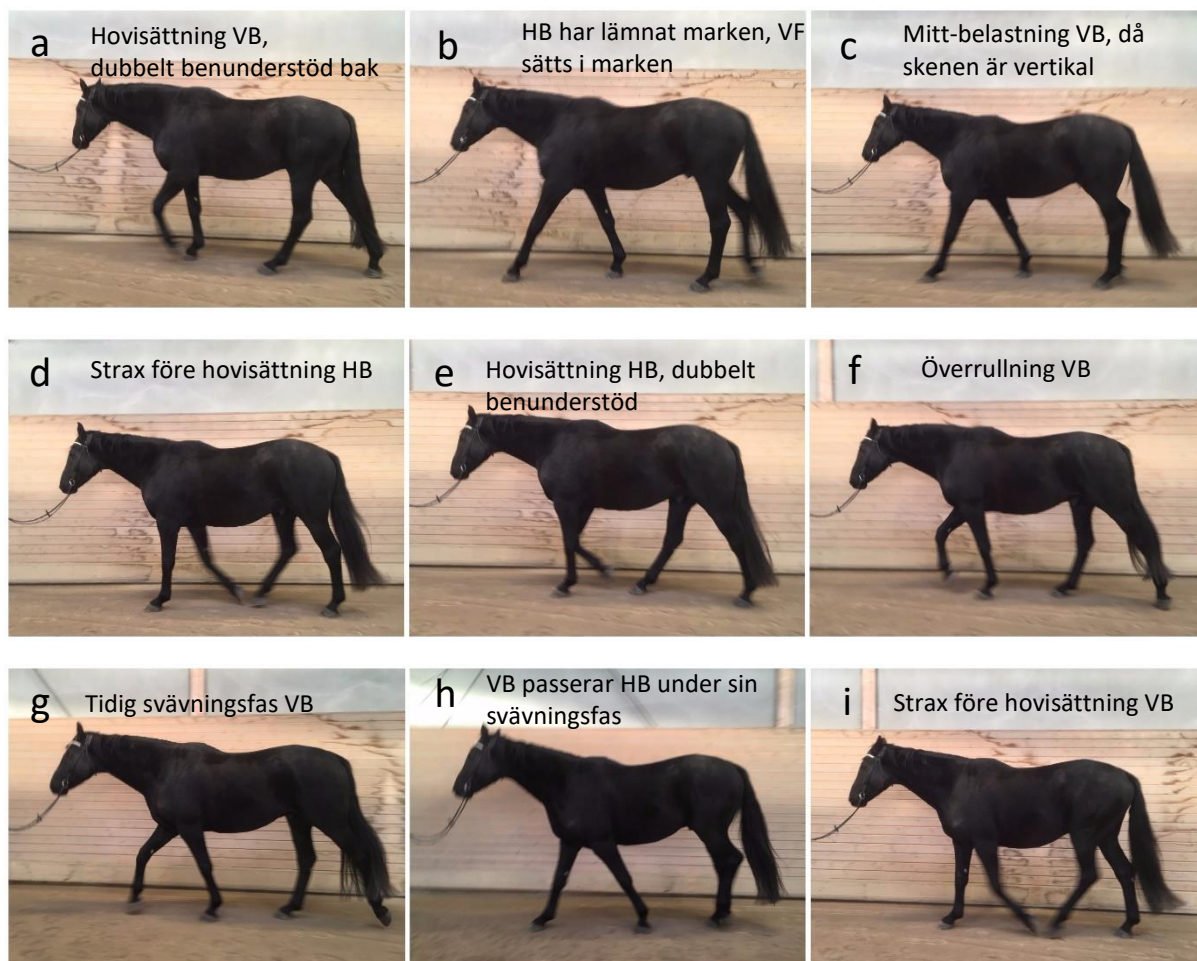
Överrullningsfasen (figur 1 f) inleddes med att trakten lättar från marken vid 55 % av steget, som ett resultat av att hovsegmentet roterade kaudalt och det samtidigt skedde en ökning av vinkelhastigheten av kron-, och kotled- och skenbenssegmenten. Underarms- och bogsegmenten ändrade rotationsriktning vid början av överrullningsfasen vilket resulterade i lyftning av de distala lederna. Överarmssegmenten ändrade rotationsriktning vid överrullningen, vilket strax innan hela hoven lämnar marken, vid 62 %, startar en förlängning av hela benet (Hodson *et al.*, 2000).

Svävningsfasen

Vid 64 % börjar svävningsfasen (figur 1 g-i). Under största delen av svävningsfasen sträcktes bogleden, medan armbågsleden böjdes vilket under överrullning och tidig svävningsfas resulterade i lyftning av det distala benet och sedan en sänkning av benet i förberedelse för markkontakt. Skenben-, kot- och kronbens- samt hovsegmentet började rotera i kranial riktning vid tiden för att hoven lämnade marken. Skenbenssegmenten ändrade riktning vid avslutningen av svävfasen för att påbörja tillbakadragande av det distala benet, medan kron- och kotledssegmenten fortsatte sin kraniala rotation genom markkontakt och tidig belastningsfas. Överarmssegmenten ändrade rotationsriktning och benet började dra sig tillbaka för att förbereda sig för kontakt med marken. Benet som helhet förlängdes mot slutet av svävningsfasen och hade sin maximala förlängning vid 96 % av steget. De tre distala lederna böjdes under svävningsfasen med en maximal böjning som inträffade vid 76 % för karpus, 82 % för kotleden och 86 % för hovleden (Hodson *et al.*, 2000).

Bakbenets rörelse

Även bakbenets rörelse finns beskriven av Hodson *et al.* (2001). I studien inleddes stegcykeln med bakbenets markkontakt inför belastningsfasen vid 0 %. Överrullningsfasen började vid 55 % och hoven lyfte helt från marken vid 65 %. Svävningsfasen pågick mellan 65–100 % av steget.



Figur 2 (a-i). Bakbenets rörelse under en stegcykel i skritt för vänster bakben (VB) och höger bakben (HB). Bilder: Hanna Stenelius

Belastningsfasen

Hodson *et al.* (2001) visade att vid de första 12 % av ett bakkens belastningsfas finns även det andra bakbenet i marken (figur 2 a). Första toppen för markens vertikala reaktionskraft infaller då det andra bakbenet lämnar marken. Kraften mot marken minskade sedan under fasan då hästen har tre ben i marken för att sedan öka igen och få en andra topp när det andra bakbenet passerar i svävningsfas, då når även korset sitt högsta läge (figur 2 c). Vid 28 % av steget inträffar mitten av belastningsfasen vilken markeras av att hoven är vertikalt under höftleden. Strax efter detta, vid 30 % av steget, ändrades den longitudinella kraften mot marken från bromsande till framåtdrivande.

Hasen och hovleden hade störst böjning ca 5 % in i belastningsfasen. Hasleden sträcktes gradvis under mittdelen av belastningsfasen. Knäleden visade en liten böjning efter att benet passerat belastningsfasens mittposition. Lår, underben och skenben roterade kaudalt under mitten av belastningsfasen.

Överrullningen

Överrullningen (figur 2 f) började vid 55 % av steget då trakten lyftes från marken och vid 65 % lyftes hoven från marken helt.

Femur och metatarsalben III ändrade sedan rotationsriktning och började rotera kranialt när hoven börjar lyfta från marken. Tibia fortsatte rotera kaudalt. Detta resulterade i en böjning av höften, knät och hasen vilket lyfter benet in i en svingfas. Maximalt tillbakadragande av benet skedde precis före lyft från marken vid 63 % av steget (Hodson *et al.*, 2001).

Svävningsfasen

Svävningsfasen skedde mellan 65-100 % av bakbenets steg (figur 2 g-i). Efter lyftet från marken, vid 70 % av steget, började benet svinga framåt. Strax innan kontakt med marken, vid 97 %, skedde den maximala förlängningen av benet inför isättningen av hoven i marken.

I början av svävningsfasen skedde den maximala böjningen av kotleden. Has, knä och hovleden nådde maximal böjning vid ca 80 % av steget, Därefter sträcktes lederna för förberedelse inför kontakt med marken. Bäckenet roterade kranialt fram till ca 85 % av steget och vid denna punkt nådde höftleden maximal böjning. Femur- och metatarsale III ändrade rotations riktning och började rotera kaudalt vid 90 %, följt av tibia vid 95 %. Bäckenet, samt kota och hov roterade sedan kaudalt fram till kontakt med marken (Hodson *et al.*, 2001).

Hälta i skritt

En ohalt häst belastar de kontralaterala benen lika mycket i skritt enligt flera studier, medan en hälta leder till en minskad belastning på det halta benet jämfört med det kontralaterala (Merkens & Schamhardt, 1988; Merkens *et al.*, 1988). Vilket resultat en hälta har på huvudet och korsets rörelse hos häst i skritt finns få studier som beskrivit. Buchner *et al.* (1996a) har i sin studie med 11 varmblodshästar studerat inducerad hälta i skritt med hjälp av reflexmarkörer på huvud, manke, tubera sacrale samt båda tuber coxae. Vid en frambenshälta sågs huvudets amplitud minska under belastningsfasen av det halta benet och öka vid belastningsfasen av det ohalta frambenet, vilket var det enda signifikanta resultatet i skritt. Resultaten antydde även att manken fick en lägre lägsta position vid isättning av det halta benet vid en 3 gradig hälta. Vid en frambenshälta sågs även en effekt på korsets rörelse och tubera sacrale fick en lägre position vid de båda bakbenens mittbelastningsfaser. För bakbenshälta sågs inga signifikanta resultat vid hälta i skritt, men en antydning till minskad amplitud för tubera sacrale vid det halta benets belastningsfas vid en 3 gradig hälta.

På gris har hälta i skritt studerats med hjälp av ett kamerabaserat 3D system med reflexmarkörer, där visade resultaten på att en frambenshälta gav en ökad vertikal rörelse av huvudet, med en karakteristisk nick-rörelse vid belastning av det friska frambenet (Stavarakakis *et al.*, 2015). Samma studie visade att en oidentifierad hälta eller flerbenshälta hos gris gav en ökad lateral rörelse av korset under belastningsfas.

I en studie med 6 hästar studerades effekten av en hälta på ryggens rörelse (Alvarez *et al.*, 2008). Rörelseomfånget i ryggens vertikala böjning-sträckning samt laterala böjning är större i skritt än i trav, med undantag för den laterala böjningen vid T17 som visats vara 0,1 grad större i trav än i skritt. Vid inducerad bakbenshälta på häst i skritt har rörelseomfånget i ryggens böjning-sträckning visat sig öka, samt att den axiella rotationen av bäckenet ökar, jämfört med ett ohalt tillstånd. Samma studie visade att bakbenshälta i trav inte gav någon skillnad i rörelseomfånget

av böjning-sträckning av ryggens rörelse jämfört med ett ohalt tillstånd, förutom vid L5 segmentet där den vertikala böjning-sträckningen minskade.

Inducerad 1-, 2- och 3-gradig frambenshälta i skritt påverkar hästens steg på det halta benet både under belastnings- och svävningssfas enligt en studie med 6 Quarterhästar (Moorman *et al.*, 2013). Överrullningsfasens duration ökade vid tvågradig hälta och vid tregradig hälta sågs en längre duration för belastningsfasen. Hastigheten för hovens rörelse ökade under svävningssfasen. För det kontralaterala, icke-halta frambenet sågs endast signifikant förändring under belastningsfasen där överrullningen skedde tidigare vid 3-gradig hälta. Även Buchner *et al.* (1995) studerade hur stegtiden förändrades vid inducerad 3- och 4-gradig hälta på rullband för 11 hästar. Deras resultat visade på att vid frambenshälta i skritt tenderade den totala stegtiden att minska, men inte signifikant. Relativt till den totala stegtiden blev belastningsfasen något kortare för det halta benet. Vid hälta på bakbenen sågs knappt några förändringar i skritt förutom att belastningstiden för det halta benet minskade.

Buchner *et al.* (1996b) studerade ledvinklars förändring vid inducerad hälta i skritt genom att fästa markörer på 37 anatomiska landmärken på 11 hästar. Resultaten visade att vid en frambenshälta ökade den maximala böjningen av bogleden, armbågens sträckning minskade, kotledens maximala sträckning minskade och även hovledens böjning under belastningsfasen minskade. För det ohalta frambenet ökade kotledens maximala sträckning och hovledens böjning ökade. Vid bakbenshälta hade kotled och hovled liknande förändringar som för frambenet, samt att haslederna på det halta och ohalta benet hade en ökad böjning under belastningsfasen. Även hovens position studerades där en ökad frambenshälta tenderade att ge minskad tillbakadragande av benet för både det halta och ohalta frambenet. Högsta vertikala position ökade signifikant för det ohalta frambenet. Samma resultat för hovens position sågs ej för bakbenshälta.

Smärta

Hälta är som tidigare nämnts enligt de flesta definitioner kopplad till smärta (van Weeren *et al.*, 2017). Det är av intresse att försöka förstå om hästen har ont vid en hälta då smärta är ett djurvälståndproblem och behandling av smärtan är en viktig del vid behandlingen av det ortopediska lidandet. Associationen mellan graden av asymmetri och graden av ortopedisk smärta är ännu inte klarlagd. Smärtbedömning ingår inte som en tydligt angiven del av diagnostiken vid hältutredningar (Adams & Stashak's, 2011; Baxter, 2011), men många veterinärer gör dock sannolikt en bedömning av hästens smärtbeteende utan att vara fullt medvetna om det. Hästens respons på palpation och böjprov är informativt men någon klinisk gradering av smärttecken noteras sällan. Ett mer medvetet användande av kliniska graderings-system skulle kunna ge en mer konsekvent och medveten bedömning av hästars smärta och i förlängningen en ökad djurvälstånd om veterinärer på detta sätt blir medvetna om graden av smärta hästen upplever och därmed kan behandla smärtan på ett mer adekvat sätt.

Det är allmänt vedertaget att djur kan uppleva smärta. Smärta är ett problem för djurvälståndet och att undvika onödigt lidande för våra djur är av största vikt. Det är viktigt att förstå hästens uttryck för smärta för att kunna avgöra om tillräcklig smärtbehandling ges (Weary *et al.*, 2006). Otillräcklig smärtlindring ger negativ påverkan på det fysiska, psykosociala och emotionella

välbefinnandet (Fink, 2000) och veterinären har en etisk och moralisk plikt att behandla för att lindra eller bota smärtan. Det gäller dock att kunna upptäcka smärtsymtomen för att detta ska vara möjligt.

Smärtfysiologi

Det finns två huvudtyper av smärta, neuropatisk smärta och nociceptiv smärta. Neuropatisk smärta kan till exempel vara ischias-smärta eller fantomsmärta. Nociceptiv smärta sker när nervimpulser startar i sensoriska nervfibrer, vilka har fria nervändar innehållande nociceptiva receptorer, så kallade nociceptorer. Dessa receptorer aktiveras vid potentiellt skadligt stimuli (till exempel vävnadsskada). Beroende på om nervfibrerna är myeliniserade kan impulsen ledas snabbt eller långsamt. Ju mer myelin desto snabbare impuls. Förutom vävnadsskada kan nociceptorerna reagera på extrema temperaturskillnader och på kemiska substanser som frisätts i en skadad vävnad, som till exempel prostaglandin och histamin. När de nociceptiva signalerna processas i hjärnan kan smärta upplevas. I nära anslutning till de centra som processar smärta finns minnescenter och center som processar andra sensoriska inputs. Till exempel syn och lukt. Andra sinnen, känslor och minnen och kan därför påverka den slutliga upplevelsen av smärta (Wagner, 2010).

Den nociceptiva smärtan delas in i somatisk och visceral smärta. Visceral smärta kommer från kroppens inre organ och är ofta associerad med kolik. Somatisk smärta delas in i djup och ytlig. Djup somatisk smärta härrör från till exempel ben och leder, medan ytlig somatisk smärta härrör från till exempel hud och muskler. Vanligen är det somatisk smärta som ger uttryck i en hälta.

Smärtbedömning och smärtuttryck

Att bedöma grad av smärta hos ett djur är en utmaning då de inte kan uttrycka sig verbalt eller svara på frågor så som en människa. En ytterligare utmaning vid bedömning av smärta på häst är att hästen är ett bytesdjur och evolutionärt har det varit viktigt att dölja smärta för att inte visa sig svag för rovdjur (Dalla Costa *et al.*, 2014). Vissa hästraser som häststammar från områden med särskilt hårda förutsättningar sägs dölja smärta i en ännu högre utsträckning än andra raser (Taylor *et al.*, 2002).

Att tolka ansiktsuttryck för att bedöma smärta är något som studeras hos olika djur och metoden håller på att utvecklas allt mer för att studera smärta hos häst. I en studie av Gleerup *et al.* (2015) studerade man hästars ansiktsuttryck enligt "the equine pain face" det vill säga hästens smärtansikte när de blev utsatta för inducerad smärta. Det man kunde se när hästarna utsattes för smärtstimuli var att öronen hölls ut åt sidorna och var mindre framåtriktade. Blicken blev mer tillbakadragen och intensiv samt det övre ögonlocket fick en typisk vinkel då muskulaturen kring ögonen spändes. Näsborrharna blev vidgade och fick en kvadratisk form, även mulen fick en kantigare form på grund av spända läppar. Även ansiktsmuskulaturen kring käken spändes. Enligt Gleerup *et al.* (2015) är metoden väl fungerande för att bedöma smärta hos häst.

Även i andra studier har ansiktsuttryck använts för att bedöma smärta. Dalla Costa *et al.* (2014) har utvecklat "the horse grimace scale" efter att tidigare ha studerat smärtuttryck hos andra arter. Även denna metod noterar att smärta ger spänd muskulatur kring öron, ögon, näsborrar och kring mun och käkmuskulaturen.

Förutom att studera ansiktsuttryck så kan man även studera hästens övriga beteende. Det finns flera olika sammansatta skalor för detta, till exempel ”composite pain scale” (se tabell 2) som utvecklades för att bedöma ortopedisk smärta och inkluderar parametrar så som viktfordelning, svettning, aptit och skrapande med hovarna (Bussi res *et al.*, 2008). I en studie har Gleerup & Lindegaard (2016) sammanställt de enligt de viktigaste bitarna från flera olika sm rtskalor för att få fram en skala som kallas ”the equine pain scale” (se tabell 3). Med denna är det meningen att man på ett enkelt sätt ska kunna genomföra en mer objektiv bedömning av grad av smärta hos häst. Det ingår flera olika beteendeparametrar och varje punkt poängsätts mellan 0–4 enligt beskrivning vilket leder till att en summa för smärtans allvarlighetsgrad fås och kan jämföras till exempel före och efter smärtlindring.

Tabell 2. *The composite pain scale (CPS) enligt Bussi res et al. (2008)*

<i>Fysiologiska data</i>	<i>Kriterier</i>	<i>Poäng/max 12</i>
Hjärtfrekvens	Normal jämfört med initialt värde (�kning <10 %)	0
	11-30 % ökning	1
	31-50 % ökning	2
	>50 % ökning	3
Andningsfrekvens	Normal jämfört med initialt värde (�kning <10 %)	0
	11-30 % ökning	1
	31-50 % ökning	2
	>50 % ökning	3
Bukljud (tarmrörelser)	Normal motilit�t	0
	Minskad motilit�t	1
	Ingen motilit�t	2
	Hypermotilit�t	3
Rektaltemperatur	Normal jämfört med initialt värde (variation <0,5 C)	0
	Variation under 1 C	1
	Variation under 1,5 C	2
	Variation �ver 2 C	3
<hr/>		
<i>Respons vid hantering</i>	<i>Kriterier</i>	<i>Poäng/max 6</i>
Interagerande beteende	Uppmärksamhet mot människor	0
	överdriven respons på ljudstimuli	1
	överdrivet till aggressiv respons på ljudstimuli	2
	Dvala, utmattning, ingen respons på ljudstimuli	3

Respons på palpation av det smärtsamma området	Ingen reaktion vid palpation	0
	Mild reaktion vid palpation	1
	Motstånd vid palpation	2
	Våldsam reaktion vid palpation	3

Beteende	Kriterier	Poäng/max 6
Uppträdande (ovillig till rörelse, rastlöshet, tics och orolighet)	Pigg, lågt huvud och öron, ingen ovilja till rörelse	0
	Pigg och alert, enstaka huvudrörelser, ingen ovilja till rörelse	1
	Rastlöshet, spetsade öron, onormalt ansiktsuttryck, dilaterade pupiller	2
	Uppspelt, kontinuerlig kroppsrörelse, onormalt ansiktsuttryck	3
Svette	Inga uppenbara tecken på svettning	0
	Fuktig vid beröring	1
	Blöt vid beröring, pärlor av svett synliga över hästens kropp	2
	Överdriven svettning, pärlor av svett rinner från hästen	3

Beteende	Kriterier	Poäng/max 15
Sparkar mot buken	Står stilla inget sparkande	0
	Sparkar då och då mot buken (1-2 gånger/5 min)	1
	Sparkar frekvent mot buken (3-4 gånger/5 min)	2
	Överdrivet sparkande mot buken (>5 gånger/5 min), då och då försök att lägga sig och rulla	3
Skapningar mot golvet	Står stilla, inget skrapande	0
	Skapar då och då (1-2 gånger/5 min)	1
	Skapar frekvent (3-4 gånger/5 min)	2
	Överdrivet skrapande (>5 gånger/5min)	3
Hållning (viktfördelning, bekvämlighet)	Står stilla, normal skritt	0
	Skiftar vikt då och då, lindrig tremor	1

	<i>Belastar inte, onormal viktfordelning</i>	2
	<i>Smärtlindrande position (försöker att urinera), utslagen, tremor</i>	3
Huvudrörelse	<i>Inga tecken på obekvämheter, huvudet rakt fram för det mesta</i>	0
	<i>Intermittenta huvudrörelser, lateralt eller vertikalt, kollar mot flanken då och då (1-2 gånger/5 min)</i>	1
	<i>Intermittenta och snabba huvudrörelser lateralt eller vertikalt, kollar frekvent mot flanken (3-4 gånger/5 min), flemar (3-4 gånger/5 min)</i>	2
	<i>Kontinuerliga huvudrörelser, överdrivet kollande mot flanken (>5 gånger/5 min) flemar (>5 gånger/5 min)</i>	3
Aptit	<i>Äter hö utan tveksamhet</i>	0
	<i>Tvekar att äta hö</i>	1
	<i>Visar lite intresse för hö, äter väldigt lite eller tar in hö i munnen men tuggar eller sväljer inte</i>	2
	<i>Varken visar intresse för eller äter hö</i>	3
Total CPS		Poäng/max 39

Tabell 3. *The Equine Pain Scale (EPS)* enligt K. B. Glerup & Lindegaard(2016)

Beteendekategori	0	1	Poäng	2	3	4
Smärtansikte	Inget smärtansikte		Smärtansikte		Gravt smärtansikte	
Distinkt smärtbeteende*	Inget		Av och till		Kontinuerligt	
Aktivitet	Utforskande, uppmärksam mot omgivningen eller vilar	Rör sig inte		Orolig		Nedstämd
Placering i boxen	Vid dörren, tittar mot omgivningen	Står i mitten av boxen med huvudet i riktning mot dörren	Står i mitten av boxen och ser åt sidan		Står i mitten av boxen med huvudet mot bakre väggen eller står längst bak i boxen	
Hållning/viktfordelning	Normal hållning och viktfordelning	Skiftar vikten mellan benen	Spänd buk (synlig fåra mellan bukmusklerna)	Lyfter kontinuerligt ett ben och sätter försiktigt ned det igen		Stödjer inte på benet. Onormal viktfordelning/kr oppshållning
Huvudposition	Äter (huvudet lågt) eller huvudet högt	Håller huvudet i nivå med manken	Håller huvudet under nivå med manken			

Uppmärksamhet på det smärtsamma området	Bryr sig inte om det smärtsamma området	Kortvarig uppmärksamhet på det smärtsamma området (ex. tittar mot buken)	Biter, buffar eller tittar på det smärtsamma området (ex tittar åt buken)	
Interaktivt beteende	Tittar på beaktaren eller rör sig mot denna	Tittar på beaktaren men står stilla	Tittar inte på beaktaren eller rör sig ifrån denna, försöker undvika kontakt	Står still, reagerar inte/är introvert
Respons på foder	Äter utan tvekan	Tittar på fodret	Ingen respons på foder	

**"Distinkt smärtbeteende" omfattar alla lätt synliga beteenden såsom överdrivna huvudrörelser, flemen, sparkande, skrapande med hoven, piskande med svansen, munbeteenden (tuggar, leker med tungan/läpparna osv), sträcker sig upprepade gånger.*

MATERIAL OCH METODER

Studieupplägg

Arbetets första del var en litteraturstudie av skrittens biomekanik. Till litteratursökningen användes databaserna PubMed, ScienceDirekt, Web of Science, Google Scholar. Sökningar gjordes främst med sökorden (equine OR horse*) AND (walk*).

Arbetets andra del var en prospektiv observationsstudie av hästar med klinisk hälta i skritt. Hästarna studerades med hjälp av rörelsemätningar och smärtgradering i klinikmiljö med målet att följa dem över tid för att kunna observera hästarna vid tillfällena med olika grad av rörelseasymmetri och smärtuttryck. Fall söktes på kliniken mellan 25 september och 17 november 2017, under totalt ca 40 dagar.

Urval av hästar

Hästarna som ingick i observationsstudien var alla patienter på Universitetsdjursjukhuset i Uppsala och stod antingen på stationärvårdsavdelningen eller inkom till kliniken för hältutredning. Hästägarna gav sitt tillstånd till hästens medverkan via ett signerat djurägarmedgivande.

För att kunna inkluderas i studien behövde patienten vara halt i skritt enligt subjektiv bedömning utförd av veterinär. Behandlande veterinär skulle även tycka att det var lämpligt att låta hästen skrittas i hältgången, utan risk för påverkan av hästens behandling eller prognos. Helst skulle hästarna kunna mätas flera gånger och gärna med ett tillfälle med mer asymmetri och högre förväntad smärtupplevelse och ett tillfälle där hästen rör sig mer symmetriskt och har mindre smärta.

Hästar exkluderas ur studien av olika anledningar. Hästar som behandlande veterinär inte ville skulle röra sig i onödan, till exempel hästar med fissurmisstanke som står uppbundna med lina. Hästar med bandage som påverkade rörelsen för mycket, till exempel höga bandage på fram och

bakben. Hästar med patologi på flera ben. Inga föl inkluderades i studien samt inga isolerade hästar med misstänkt infektionssjukdom.

Protokoll för observationsstudie

Hästarna filmades i boxen och smärtutvärderades enligt the Equine Pain Scale (EPS) strax före eller efter mätning med rörelseanalyssystemet Qualisys i hältgången. Innan filmning och smärtbedömningen gjordes togs gramma av och i de fall hästen hade mycket pannlugg flätades denna. Därefter lämnades hästen ifred ca 15 minuter innan filmning och smärtbedömning gjordes. Efter smärtbedömningen leddes hästen i skritt i hältgången samtidigt som den mättes med rörelseanalyssystemet, för häst 2 vid andra mätningen gjordes smärtbedömningen efter rörelsemätningen istället på grund av praktiska skäl. Inför rörelsemätningen fästes reflexmarkörer med dubbelhäftande tejp på huvud, manke och kors. Hästen skrittades fram och tillbaka genom den 20 m långa mätvolymen på asfaltsunderlag i hältgången 1–2 vändor.

Smärtutvärdering med EPS

The Equine Pain Scale har nio olika bedömningspunkter som poängsätts från 0 till 2 eller 4, beroende på hästens beteende och smärtuttryck. Högsta poäng som kan fås är 30 (se hela skalan i litteraturdelen).

Rörelsemätningar

För den objektiva rörelseanalysen användes Qualisys som är ett kamerabaserat rörelse-känningssystem som används kliniskt i dagsläget för att analysera hälta i trav. Totalt 9 stycken 25 mm stora reflexmarkörer fästes med dubbelhäftande tejp på hästens huvud, manke och kors (se figur 3). Markörernas positioner registreras med 12 infraröda kameror med en hastighet på 200 Hz och registrerar en 3D position för varje markör (se figur 4).



Figur 3. Reflexmarkörernas placering. Bilder: Hanna Stenelius



Figur 4. Qualisyskameror i hältgången. Bilder: Hanna Stenelius

Analys av rörelsedata

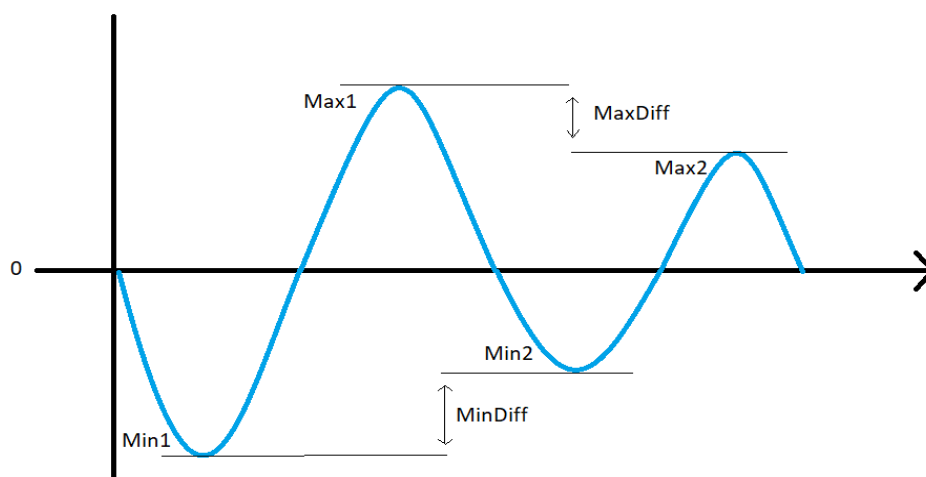
För varje reflexmarkör registrerades en 3-dimensionell position, vilket gav en kurva för varje markör i x-, y- och z-led (sidled, framåt-bakåt och vertikalt). För de bakbenshalta hästarna studerades reflexmarkörerna på tubera sacrale. För de frambenshalta hästarna studerades reflexmarkörerna på manken och huvudet. Den vertikala rörelsen av markörerna över tid studerades kvalitativt i programvaran QTM utifrån perspektivet att utvärdera huruvida maximala och minimala värden (uppåtgående och nedåtgående peakar, det vill säga toppar och dalar i kurvan) ger information om vilket ben som hästen är halt på. Antal toppar och dalar per steg och utseendet på dem noterades för varje häst och mättillfälle. Mätdata från markörerna jämfördes med synkroniserad videofilm av hästen för att tolkning av den vertikala markörpositionen skulle kunna göras utifrån händelser i stegcykeln, så som tidpunkten för hovisättning och mittbelastning för det halta respektive det ohalta benet.

Data analyserades också i ett specialskrivet skript i Matlab där data filtrerades med ett fjärde gradens Butterworth filter. Markörernas position delades upp i sektioner som innehöll den vertikala rörelsen för ett steg. För varje steg beräknades sedan två rörelseasymmetriparametrar enligt samma princip som görs vid objektiv hältanalys i trav (Keegan, 2012), se figur 5. På så sätt gav varje steg följande variabler:

- MaxDiff, beräknades som differensen mellan två högsta positionerna (max-positionerna) som erhålls för huvud, manke och kors i varje stegcykel. Värdet som var kopplat till högerbenets hovisättning (för kurvan av huvudets rörelse) eller högerbenets mittbelastning (för mank- och korskurvorna) subtraherades från motsvarande värde vid vänsterbenets hovisättning eller mittbelastning. Det betyder att ett positivt värde innebär att huvud/manke eller kors kom till en högre max-position i samband med högerbenets hovisättning/mittbelastning och negativa värden visar att den högre max-positionen erhöles vid vänsterbenets hovisättning/mittbelastning.
- MinDiff, beräknades som differensen mellan de två lägsta positionerna (min-positionerna) som erhöles för huvud, manke och kors i varje steg. Värdet var kopplat till högerbenets mittbelastning (för kurvan av huvudets rörelse) eller högerbenets hovisättning (för mank- och korskurvorna) som subtraherades från motsvarande värde vid vänsterbenets hovisättning eller mittbelastning. Det betyder att ett positivt värde

innebär att hästens huvud/manke eller kors kom till en lägre min-position i samband med högerbenets hovisättning/mittbelastning och negativa värden visar att den lägre min-positionen erhöles vid vänsterbenets hovisättning/mittbelastning.

I Excel beräknades sedan ett medelvärde och standardavvikelse för dessa variabler för alla steg per mättillfälle och häst. Dessa värden redovisas i resultatdelen (tabell 5 och 6).



Figur 5. Huvudets vertikala rörelse under ett skritsteg. Flera stegcyklar räknas ihop och ger ett medelvärde, utifrån detta medelvärde räknas Min- och Maxvärden ut, samt Min- och MaxDiff. Illustration: Hanna Stenelius

RESULTAT

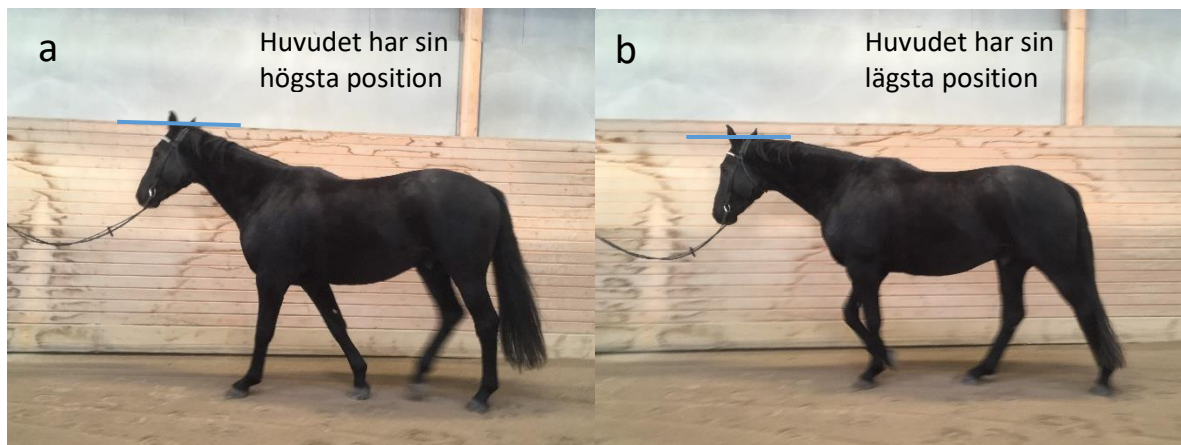
Litteratursammanställning av skrittens biomekanik

Litteraturstudien om skrittens biomekanik baseras på nio artiklar. Det fanns två artiklar som beskrev huvudets och mankens vertikala rörelse i skritt. Samt endast en som beskrev den vertikala rörelsen av korset i skritt.

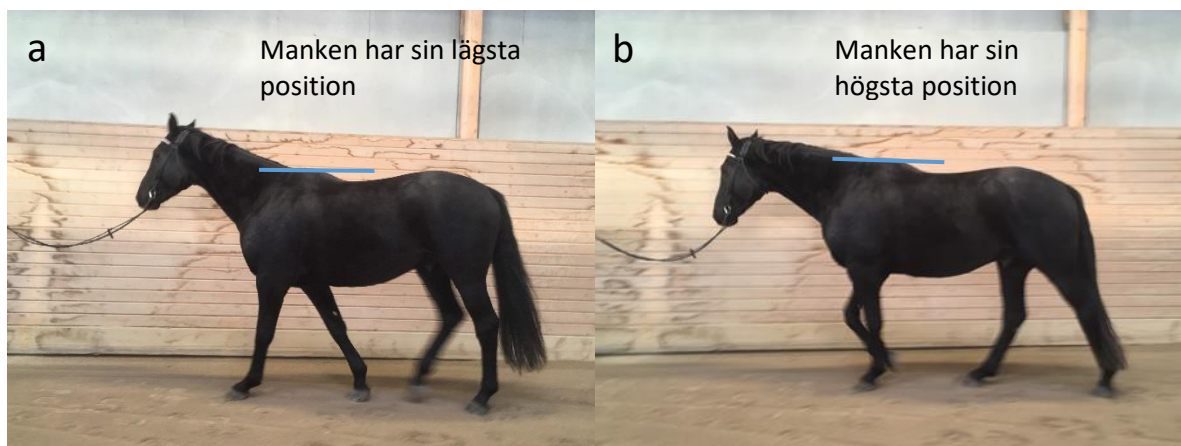
Huvudets, mankens och korsets vertikala rörelse i skritt

Eftersom litteratursökningen endast gav en artikel med beskrivning av korsets vertikala rörelse i skritt har även en principiell estimering av rörelsen gjorts utifrån en bildserie av en häst i ohalt tillstånd. Korsets rörelse kan jämföras med rörelsen av människans bäcken i gång, där bäckenet har sin lägsta vertikala position när båda benen är i marken och den högsta när ett ben är i mittbelastningsfas och det andra benet passerar (Gard & Childress, 1999). Estimeringen av tidpunkten i stegcykeln för lägsta och högsta position av korset bekräftas av tidsseriedata (vertikal rörelse över tid) från markören som placerades mellan tubera sacrale på hästarna.

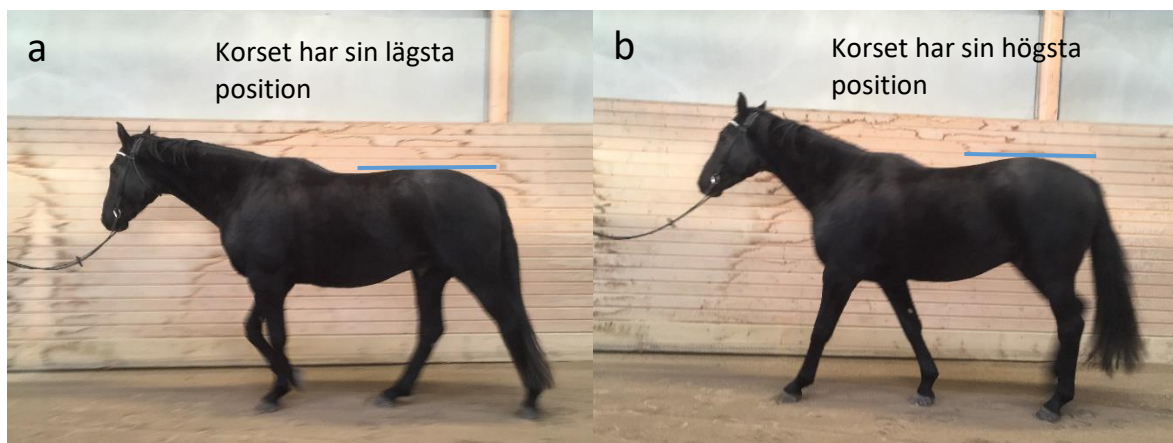
Figur 6 (a-b), 7 (a-b) och 8 (a-b) illustrerar högsta och lägsta punkt för huvud, manke samt kors under en stegcykel.



Figur 6 (a & b). Huvudets vertikala position i skritt. Bilder: Hanna Stenelius



Figur 7 (a & b). Mankens vertikala position i skritt. Bilder: Hanna Stenelius



Figur 8 (a & b). Korsets vertikala position i skritt. Bilder: Hanna Stenelius

Hästar

Totalt inkluderades fyra hästar i studien, vilka sammanställts i tabell 4.

Tabell 4. Hästar som inkluderades i studien

Nummer	Kön	Ålder	Ras	Hälta	Typ av skada	Mätt antal gånger
1	Valack	2 år	Kallblodstravare	Höger bak	Stakningsskada	2
2	Sto	17 år	Engelskt fullblod	Höger bak	Lymfangit	3
3	Sto	11 år	Svensk ridponny	Höger fram	2 månader gammal fissur	1
4	Valack	8 år	Svenskt halvblod	Vänster fram	Hovböld	2

Asymmetriparametrar från kliniskt halta hästar

Symmetriparametrarna som tagits fram via analys i Matlab presenteras i tabell 5 och 6.

Tabell 5. Min- och MaxDiff för de bakkenshalta hästarna

	Kors	Kors	Lokalisation av hälta	Bedömd hältgrad
Häst 1 (mätning 1)	MaxDiff	MinDiff		
Medelvärde	-5.2	-17.7	Höger bakben	Måttligt halt
Standardavvikelse	6.2	9.5		
Häst 2 (mätning 2)				
Medelvärde	-13.0	4.6	Höger bakben	Kraftigt halt
Standardavvikelse	3.9	2.2		
Häst 2 (mätning 3)				
Medelvärde	-10.2	4.8	Höger bakben	Kraftigt halt
Standardavvikelse	4.1	3.8		

Tabell 6. Min- och MaxDiff för de frambenshalta hästarna

	Huvud	Huvud	Manke	Manke	Lokalisation av hälta	Bedömd håltgrad
Häst 3	MaxDiff	MinDiff	MaxDiff	MinDiff		
Medelvärde	-1.6	31.0	-0.5	7.5	Höger fram	Lindrigt halt
Standardavvikelse	21.2	39.3	2.5	3.0		

Häst 3 (extra mätning, samma tillfälle)

Medelvärde	9.8	24.2	3.6	-1.5	Höger fram	Lindrigt halt
Standardavvikelse	24.4	26.7	11.0	11.5		

Häst 4 (mätning 1)

Medelvärde	37.7	-7.4	4.2	7.7	Vänster fram	Lindrigt halt
Standardavvikelse	19.9	10.5	2.8	5.1		

Häst 4 (mätning 2)

Medelvärde	22.4	-15.3	2.5	0.4	Vänster fram	Ohalt
Standardavvikelse	26.8	25.9	3.2	3.1		

Tolkning av tidsseriedata från rörelseanalyser

I figur 9-15 visas exempel på stegcykler från de halta hästarna. Som förväntat ses generellt en sinusodal kurva med två toppar och två dalar för huvud, manke och korsets vertikala rörelse under en stegcykel i skritt.

För de bakbenshalta hästarna studerades tubera sacrales vertikala rörelse. När varje bakben sätts i marken sker en dal för korsets vertikala rörelse och under mittbelastningen sker en topp. För de frambenshalta hästarna studerades huvudet och mankens rörelse. När ett framben sätts i marken sker en topp för huvudets vertikala rörelse och samtidigt en dal för mankens vertikala rörelse. Under mittbelastningsfasen ses en dal för huvudets vertikala rörelse och en topp för manken.

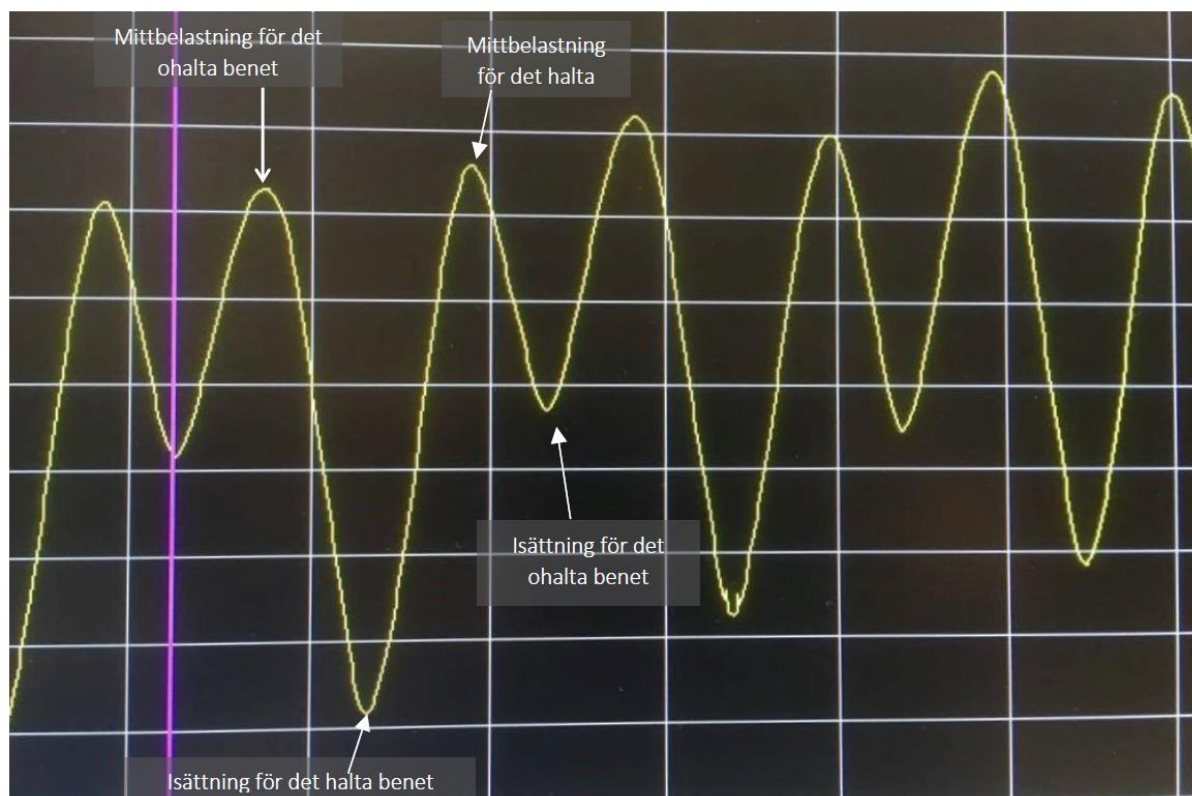
Topparna och dalarnas storlek beror på hur stor rörelsen är. Man kunde även se en succesiv ökning av kurvans värde ju längre bort i håltgången hästen var, respektive minskning när hästen kom tillbaka. Detta är effekt av att golvet sluttar och kan till viss del påverkas av att kalibreringen av mätvolymen inte gjorts helt i våg. Denna succesiva ökning/minskning tas bort i signalprocesseringen.

En generell bedömning av vilken som hade de största toppen respektive dalen av de halta respektive ohalta benet gjordes, hästarna hade ett tydligt upprepande mönster för detta, förutom för när mankens lägsta position inträffade.

Bakbenshätta

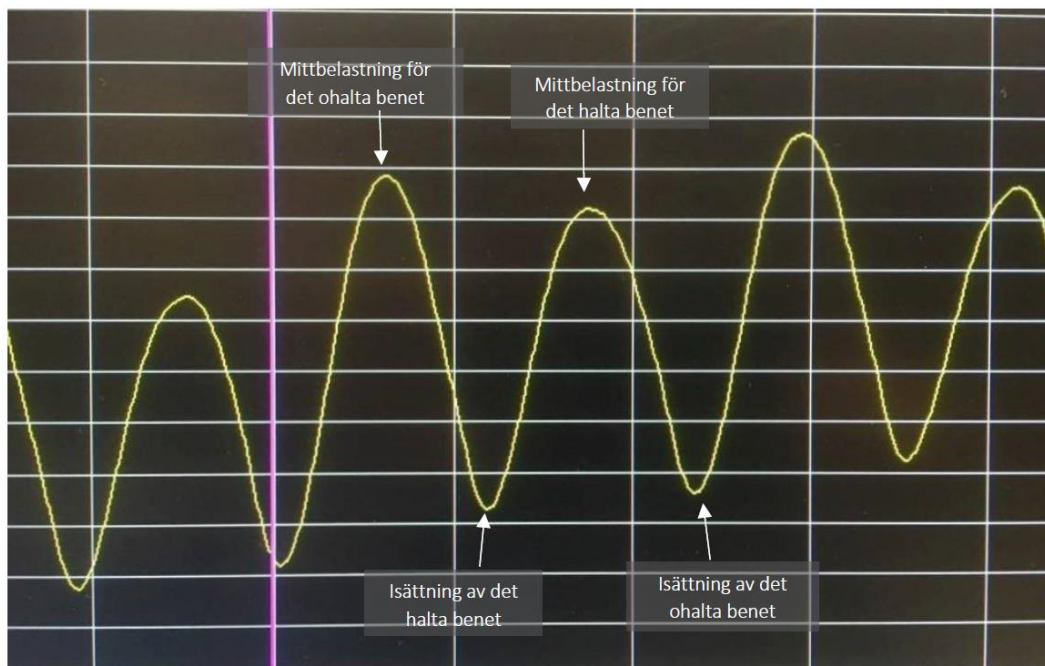
Hos båda de bakbenshalta hästarna sågs generellt samma mönster i korsets vertikala rörelse. Vid isättning av det halta benet skedde den lägsta dalen och den högsta toppen skedde under mittbelastning av det ohalta benet. En mycket kraftig hätta gav dock ett principiellt annat utseende som inte följde mönstret med två toppar och två dalar under en stegcykel.

Figur 9 visar den vertikala rörelsen för reflexmarkören vid tuber sacrale för Häst 1. Häst 1 visade hätta på ett bakben, det lila strecket markerar isättningen av det ohalta bakbenet där tuber sacrale sänks. Hästen har då ett dubbelt benunderstöd med det ohalta benet riktat framåt just efter hovisättning och det halta benet riktat bakåt. Toppen som följer är korsets högsta position som sker när det ohalta benet är i mittbelastningsfas. Därefter sker den största dalen när det halta benet sätts i marken, och en ny topp när det halta benet är under mittbelastning.



Figur 9. Tuber sacrale-markörens vertikala rörelse hos Häst 1, det lila strecket illustrerar tidpunkten för isättning av det ohalta benet. Illustration från QTM.

Figur 10 visar kurvan för tubera sacrales vertikala rörelse för Häst 2 vid andra mättillfället. För denna häst är skillnaden i dalarnas amplitud som sker vid isättning av det halta respektive ohalta benet inte lika tydlig. Under mittbelastningsfasen av det ohalta bakbenet höjs tubera sacrale och toppen enligt kurvan är då större än den topp som sedan sker för det halta benets mittbelastningsfas.



Figur 10. *Tubera sacrales* vertikala rörelse Häst 2, det lila strecket illustrerar tidpunkten för isättning av det ohalta benet. Illustration från QTM.

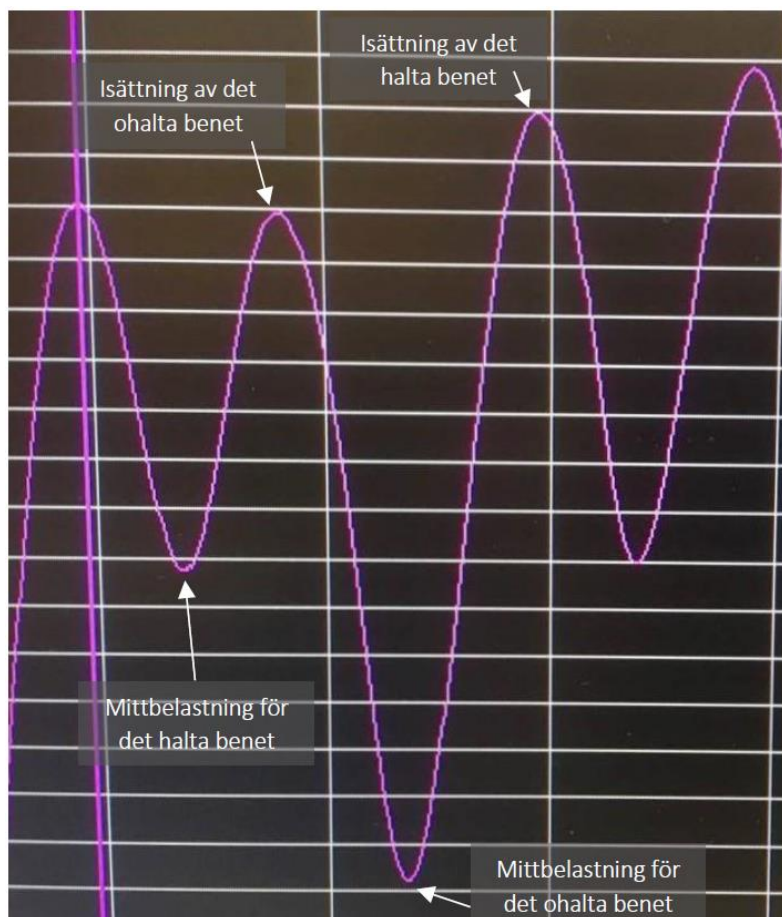
Vid första mättillfället för Häst 2, då denna hade en mycket kraftig hälta, sågs en kurva där många steg hade ett avvikande utseende. Kurvan hade istället för två dalar och två toppar för varje fullständig stegcykel, tre dalar och tre toppar, se figur 11. Här markerar det lila strecket tiden för isättning av det ohalta bakbenet. Vid denna tid hade man förväntat en dal, det vill säga en sänkning av korset, men här ses istället en topp. Kurvan får därefter en liten dal och sedan sker den högsta toppen när det ohalta benet är i mittbelastningsfas. Därefter sker den största dalen för stegcykeln när det halta benet sätts i marken. Toppen som följer markerar tillfället för när det halta benet är i mittbelastning och därefter sker en liten dal innan toppen sker för det ohalta benet vid isättning i marken igen.



Figur 11. *Tubera sacrales* vertikala rörelse Häst 2, kurva med tre toppar och tre dalar, det lila strecket illustrerar tidpunkten för isättning av det ohalta benet. Illustration från QTM.

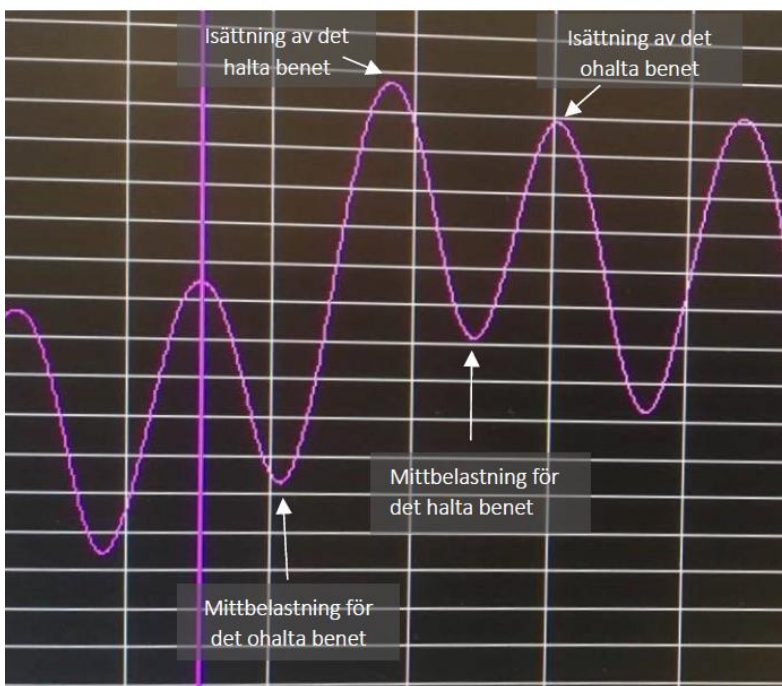
Frambenshåla

Vid frambenshåla sågs generellt huvudets vertikala rörelse ge den största dalen vid mittbelastning för det ohalta benet, och den högsta toppen sågs vid isättning av det halta benet. Mankens vertikala rörelse betedde sig lite olika för hästarna. Den största toppen här var något svår att avgöra, däremot syntes tydligt att den lägsta dalen skedde för isättningen för det halta benet för Häst 3 men för Häst 4 skedde den lägsta dalen vid isättningen av det ohalta benet.



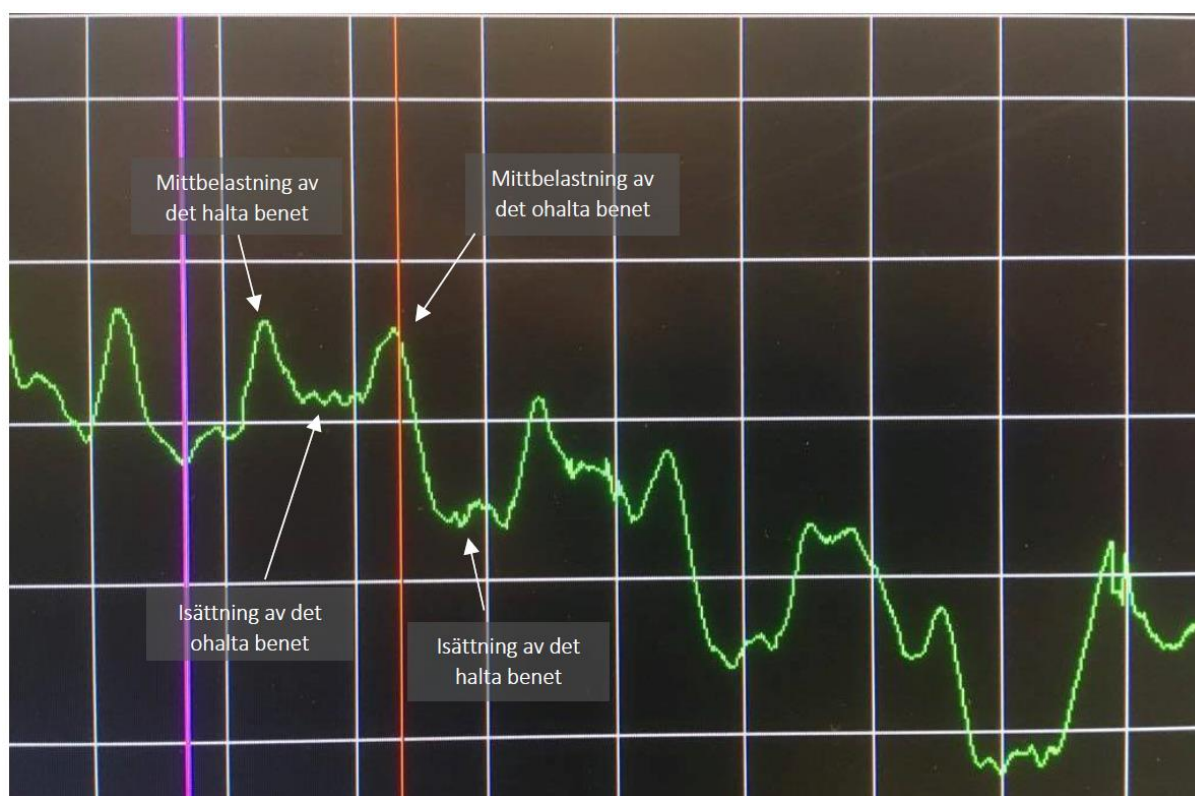
Figur 12 visar huvudets rörelse för Häst 3, det lila strecket markerar huvudets rörelse vid tidpunkten för isättning av det halta frambenet där den högsta toppen sker. Den lägsta dalen sker under det ohalta benets mittbelastningsfas.

Figur 12. Huvudets vertikala rörelse för Häst 3, det lila strecket illustrerar tidpunkten för isättning av det halta benet. Illustration från QTM.



Liksom för Häst 3 har Häst 4 en liknade kurva för huvudets vertikala rörelse (figur 13). Den högsta toppen sker vid isättning av det halta benet och den lägsta dalen sker under mittbelastning av det ohalta benet.

Figur 13. Huvudets vertikala rörelse för Häst 4, det lila strecket illustrerar tidpunkten för isättning av det ohalta benet. Illustration från QTM.



Figur 14. Mankens vertikala rörelse för Häst 3, det lila strecket illustrerar tidpunkten för isättning av det halta benet. Illustration från QTM.



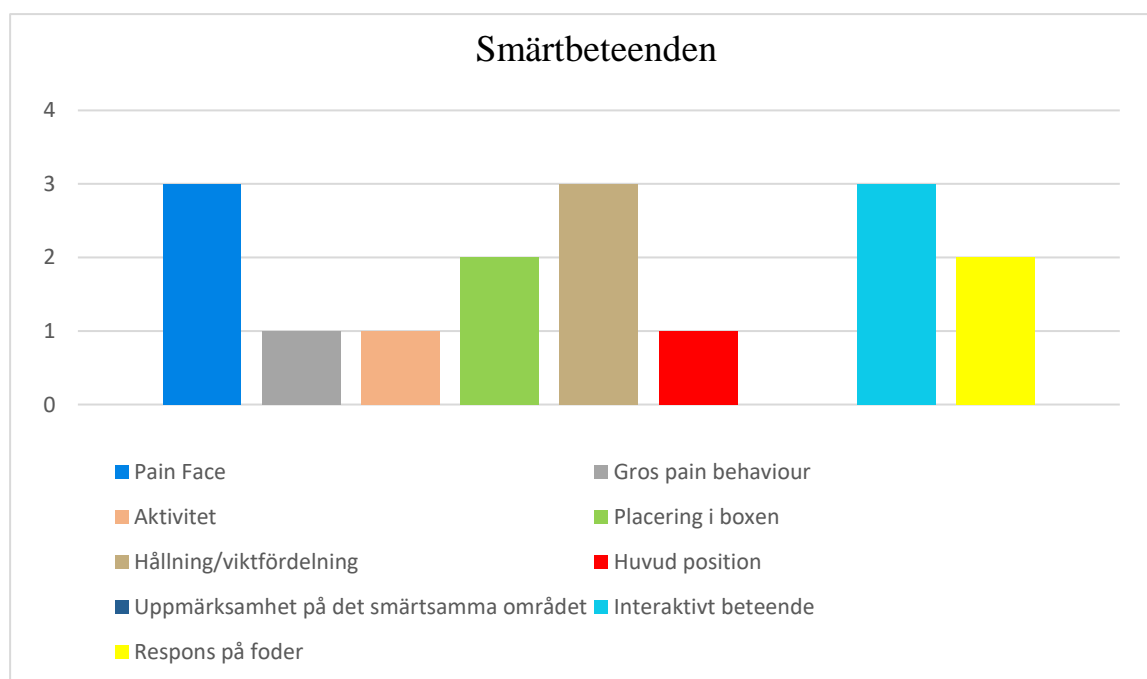
Figur 15. Mankens vertikala rörelse Häst 4, det lila strecket illustrerar tidpunkten för isättning av det ohalta benet. Illustration från QTM.

Smärtgradering

Hästarna filmades och smärtbedömdes enligt EPS, resultatet för smärtgraderingen presenteras i tabell 7. Vid första tillfället visade 75 % (3 av 4) av hästarna smärtansikte med varierande intensitet. De beteendekategorier som de halta hästarna visade förändringar för totalt var: smärtansikte, distinkta smärtbeteenden, aktivitet, placering i boxen, hållning och viktfördelning, huvudpositionen, det interaktiva beteendet samt respons på foder (se figur 16). Den beteende kategori som inte påverkades hos någon häst var uppmärksamhet mot det smärtsamma området.

Tabell 7. EPS gradering

	Tillfälle 1	Tillfälle 2	Tillfälle 3
Häst 1	13 poäng	3 poäng	5 poäng
Häst 2	0 poäng	0 poäng	
Häst 3	3 poäng		
Häst 4	2 poäng	0 poäng	

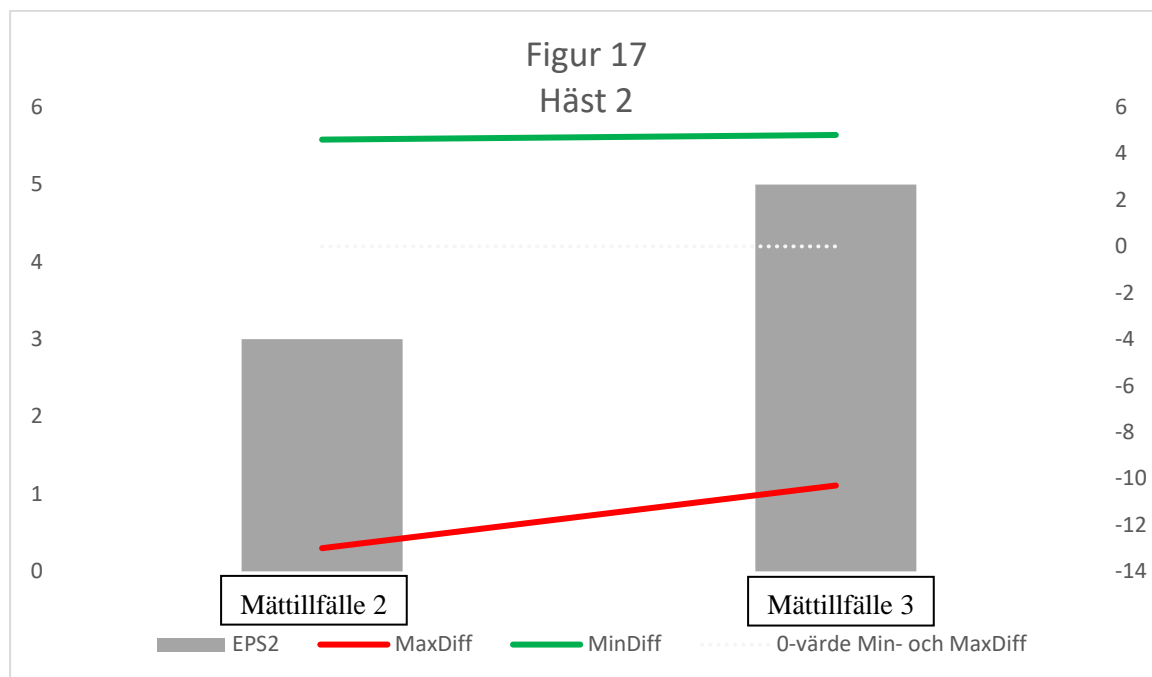


Figur 16. Antal tillfällen där poängbedömningen var >0 för respektive beteendekategori för samtliga hästar, samtliga tillfällen (n=8).

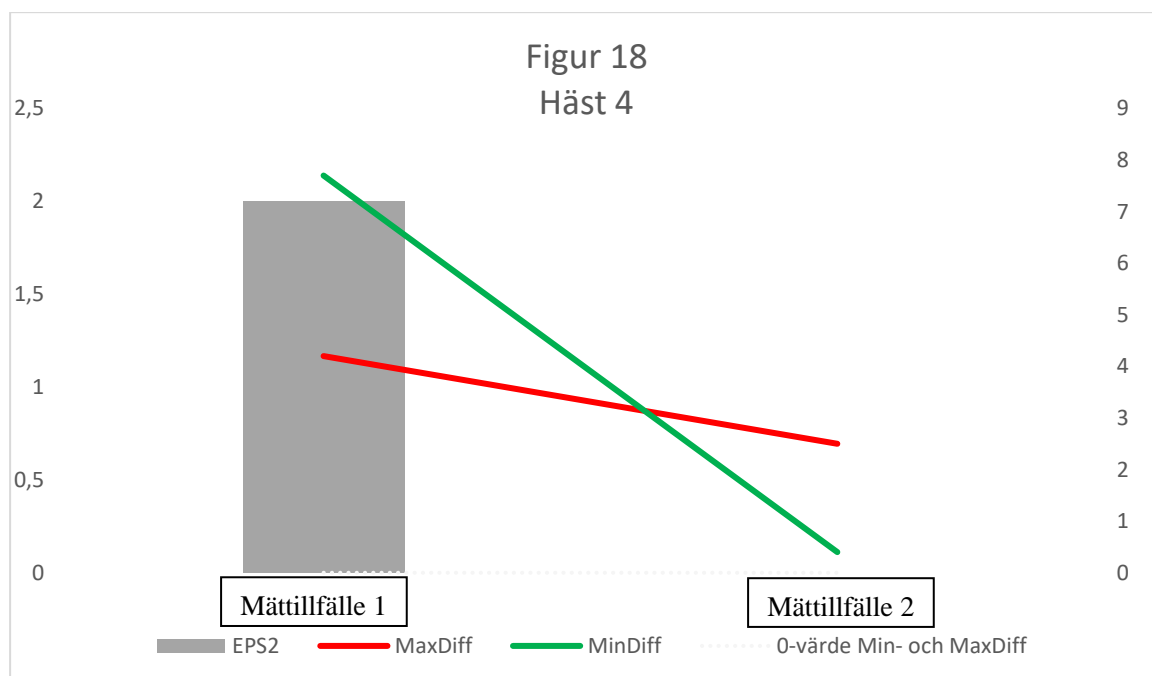
Kvalitativ jämförelse mellan asymmetriparametrar och smärtgradering

För att ge en uppfattning om huruvida asymmetrigraden och graden av smärtbeteende verkar åtfölja hästarna i studien illustreras Min- och MaxDiff tillsammans med EPS i samma figur för de hästar som mätts mer än en gång. Figur 17 visar andra och tredje mättillfället för Häst 2 som var bakbenshalt. Figur 18 och 19 visar första och andra mättillfället för Häst 4 som var

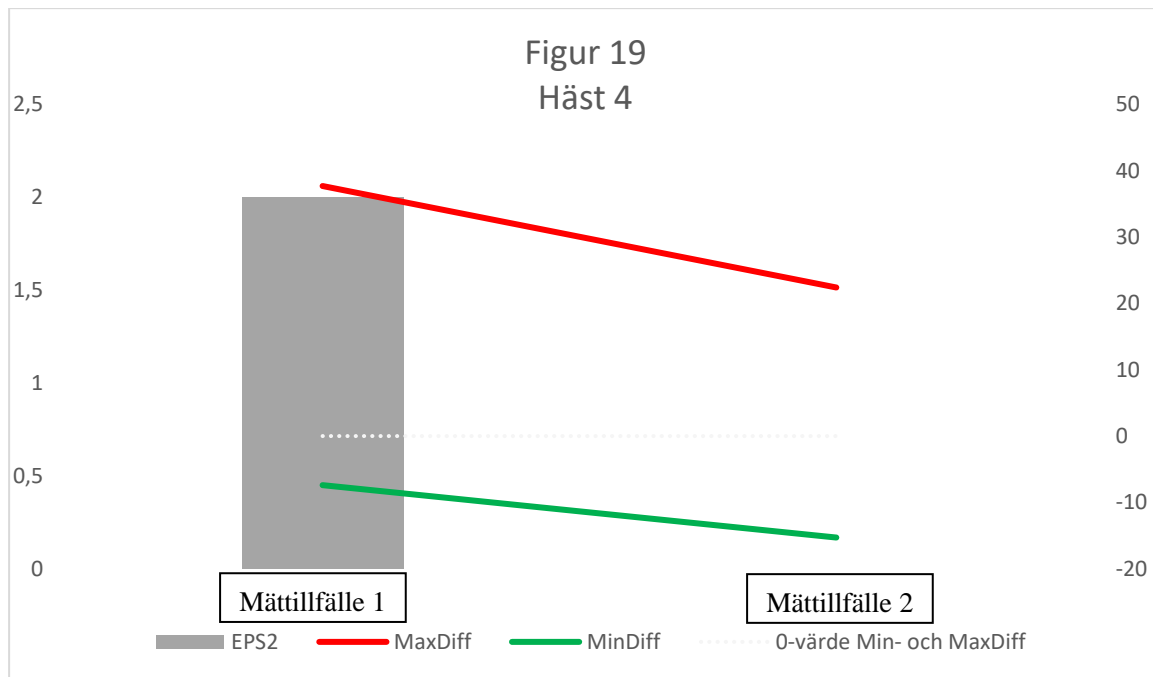
frambenshalt, därmed illustreras EPS tillsammans med mankens Min- och MaxDiff i figur 18 och tillsammans med huvudets Min- och MaxDiff i figur 19.



Figur 17. Häst 2 vid mättillfälle 2 och 3. EPS på vänsteraxeln och Min- och MaxDiff på högeraxeln. Min och MaxDiff för korsets vertikala rörelse.



Figur 18. Häst 4 vid mättillfälle 1 och 2. EPS på vänsteraxeln och Min- och MaxDiff på högeraxeln. Min- och MaxDiff för mankens vertikala rörelse.



Figur 19. Häst 4 vid mättillfälle 1 och 2. EPS på vänsteraxeln och Min- och MaxDiff på högeraxeln. Min- och MaxDiff för huvudets vertikala rörelse.

DISKUSSION

Bedömningen av hältparametrar i skritt

I detta examensarbete har hälta i skritt ingående studerats för ett fåtal hästar med klinisk hälta. För de frambenshalta hästarna har asymmetrisk vertikal rörelse för huvud och manke uppmäts, samt för de bakbenshalta hästarna har asymmetrisk vertikal rörelse uppmäts för tubera sacrale. Dessa rörelseasymmetrier var relativt systematiskt förändrade mellan de olika hästarna. Något som inte studerades i detta examensarbete är de asymmetrier som skulle kunna förekomma för huvud och manke för de bakbenshalta hästarna samt för tubera sacrale för de frambenshalta hästarna. Troligen kan hälta i skritt ge fler asymmetrier liksom de kompensatoriska hältor som kan ses i trav. De parametrar som idag används för objektiv hältanalys i trav, där skillnaden för de båda lägsta respektive de båda högsta positionerna för huvud, manke och kors för höger respektive vänster bens isättning och mittbelastning uppmäts, ser ut att kunna ge relevant information om hälta även i skritt. Däremot är resultaten principiellt skilda för skritt, sannolikt beroende på de två gångarternas grundläggande biomekaniska skillnader, där manke och tubera sacrale har sin högsta punkt vid mittbelastning i skritt respektive lägsta punkt vid mittbelastning i trav.

Enligt min tolkning av tidsseriedata verkade det kunna skilja mellan hästarna om den största amplitudskillnaden skedde vid max-position eller min-position. Det vill säga om den tydligaste asymmetrin skedde vid mittbelastning eller vid hovisättning. Detta skulle kunna vara olika mellan olika hästar beroende på vad för ortopediskt lidande de har. Vissa lidande skulle till exempel kunna orsaka större rörelsepåverkan vid frånskjut i stället för under mittbelastning. Vid mittbelastning ses till exempel den största vertikala kraften mot marken, men vid

perioderna när båda bakbenen är i marken sker longitudinella krafter så som bromsning och påskjut (Hodson *et al.* 2000; Hodson *et al.* 2001).

Troligen är det lättare för hästen att påverka resultatet av min-värdet för manke och tubera sacrale då detta sker under tvåbensunderstöd. Om hästen placerar benen längre isär genom att ta längre steg fås en lägre min-position av kors/manke än om hästen hade tagit ett kortare steg. Max-positionen är troligen svårare för hästen att påverka genom steglängd, utan skulle möjligen kunna påverkas genom att hästen sätter ut benet åt sidan eller "lutar" sig över ett av benen så att korsets respektive mankens position förskjuts över det ena benet.

Bakbenshåla

Den vertikala rörelsen av tubera sacrale förändrades hos de bakbenshåla hästarna och verkar vara en lovande kandidatparameter för att objektivt beskriva bakbenshåla i skritt. Generellt såg hästarna ut att följa samma mönster för min- och maxvärde; vid isättningen av det halta benet skedde den lägsta min-positionen för korset och vid mittbelastning för det ohalta benet skedde den högsta max-positionen.

Max- och MinDiff som tagits fram via analys i Matlab stämde bra överens med min tolkning av tidsseriedata från rörelseanalyserna. Negativa värden ses för MaxDiff, vilket betyder att korset hade sin högsta position vid mittbelastning av det vänstra benet, vilket var det ohalta benet för båda hästarna. MinDiff visade främst positiva värden, vilket också stämmer överens med min tolkning, att den lägsta positionen skedde vid isättning av det högra bakbenet, det vill säga det halta benet. Vid mätning av Häst 1 hade dock Matlab registrerat ett negativt MaxDiff värde, vilket skulle betyda att den lägsta positionen för tubera sacrale uppmättes vid isättning av det vänstra, ohalta, benet istället. Dock har denna MinDiff en högre standardavvikelse jämförelsevis, därav kan MinDiff för den mätningen vara opålitlig.

I studien visas ett annat mönster för tubera sacrales rörelse vid håla i skritt jämfört med tidigare studier i trav. I trav har tubera sacrale en högre position vid mittbelastning för det halta benet (Buchner *et al.*, 1996a). Detta är ett resultat av att hästen inte vill tynga ner på det halta benet i trav utan komprimerar lederna mindre och omfördelar vikt framåt. Enligt resultaten i denna studie har hästarna istället en lägre position vid mittbelastning för det halta benet jämfört med det ohalta, detta skulle kunna bero på att hästen har en "smygande" rörelse vid håla i skritt. Vid en smygande rörelse hålls de övre lederna mer böjda genom belastningsfasen vilket skulle kunna ge en avlastning.

Vid ett tillfälle när en av de bakbenshåla hästarna hade sin kraftigaste håla fick kurvan för tubera sacrale ett annorlunda utseende med tre toppar och tre dalar istället för två toppar och dalar. Detta fenomen är något som försvårar eventuell dataanalys då en sådan skulle analysera de två första dalarna och topparna som ett steg vilket i detta fall inte stämmer. I detta fall är det vid isättningen av det ohalta benet där en dal förväntas ses som det istället sker en topp. Denna höjning av korset skedde troligen genom en snabb sidoförflyttning av vikten från det halta benet till det ohalta benet. Det ohalta benet sträckte då troligen lederna, och därmed fick tubera sacrale en högre position. Jag kunde visuellt se vid rörelseanalysen att hästen förflyttade korset i sidled och korset placerades istället för centralt (mitt emellan de båda bakbenen) över det ohalta benet under dennes belastningsfas. Under tiden för det ohalta benet var i svävningsfas förflyttades

korset mot en central position för att sedan så fort det ohalta benet åter kom i markkontakt förflyttas över det ohalta benet igen. Detta skedde antagligen för att ta så mycket vikt som möjligt på det ohalta benet och avlasta det halta.

Frambenshålt

På de frambenshålt hästarna studerades manken och huvudets vertikala rörelse. Huvudets rörelse är en parameter som lätt störs av att den som leder hästen håller för mycket i hästen eller att hästen kollar runt på sin omgivning. För hästen är det lättare att röra huvud och hals, oberoende av övriga av kroppens rörelse, i skritt än i trav vilket man får ha i åtanke när man gör håltbedömningar i skritt. För den objektiva rörelseanalysen kan manken vara ett bättre val av parameter då denna inte störs av att hästen tittar på omgivningen etc. För det mänskliga ögat är däremot huvudet en bra punkt att studera vid frambenshålt då rörelsen här blir större och det är mycket lättare att se huvudet än manken. Människan kan också enklare selektivt välja ut steg att göra sin bedömning på när hästen inte tittar runt på sin omgivning.

Huvudets rörelse

För de frambenshålt hästarna i studien sågs en nick-rörelse vid tolkningen av tidsseriedata. Huvudet sänktes som mest under det ohalta benets belastningsfas och hade sin högsta position vid isättningen av det halta frambenet. En förklaringsmodell till båda dessa förändringar, med ökad maxposition vid det halta benets isättning och en lägre minposition vid det ohalta benets mittbelastning, kan vara det som inom biomekanik brukar kallas för kollisionsteori. Det innebär principiellt att kroppen kan minska kraften i den kollision med marken som sker i varje steg genom att påverka den nedåtgående rörelsen av hästens totala viktcentrum (på engelska: center of mass). Huvudet fungerar normalt som en hävstång för att minska och öka belastningen på frambenet i stegets olika faser. Belastningen ökar genom att huvudet går nedåt, då hästen går över till enbensunderstöd för frambenen och minskar (genom att gå uppåt) när hästen har båda frambenen i marken samtidigt. Detta har beräknats vara positivt ur energisparande synpunkt (Loscher *et al.* 2016). Huvudets nedåtgående rörelse kan också hjälpa till att häva upp kroppen på frambenet genom drag i nackbandet (Gellman & Bertram, 2002). Utifrån dessa teorier kan man alltså föreslå att de studerade halta hästarna i detta arbete; höjer huvudet mer då det halta benet sätts i för att reducera den totala nedåtgående rörelsen av hästens massa då hästens onda ben kolliderar med marken. Då hästen sedan lägger över mer och mer vikt på benet och häver sig upp på det går huvudet framåt neråt. Denna rörelse minskas gentemot det normala för att återigen minska belastningen på det onda benet.

Huvudets Min- och MaxDiff som beräknats i Matlab följde inte min visuella tolkning, dock hade dessa värden mycket höga standardavvikelser, troligen på grund av att datorn inte kunnat sortera bort när hästen rörde sitt huvud för att till exempel titta på omgivningen.

Mankens rörelse

Mankens högsta max-position var lite svår att avgöra visuellt i tidsseriedata, däremot hade de båda hästarna en tydligare lägsta min-position. Dock skedde denna lägsta position av manken vid isättning av det halta benet för Häst 3, men för det ohalta benet för Häst 4. Detta konfirmeras av värdena från MatLab.

Att resultaten för manken skiljer sig åt är negativt i avseende att kunna använda manken som hältparameter, trots detta tror jag att manken kan vara en bättre parameter vid objektiv rörelseanalys jämfört med huvudet då huvudet kan ha allt för stor oberoende rörlighet i skritt. Fler hästar behöver mätas för att komma fram till vilken parameter som ger bästa objektiva hältmarkör för frambenen.

Smärtbedömning av halta hästar

Användning av smärtbedömningsskalor av veterinärer i klinisk verksamhet är ett bra sätt att dels bli medveten om hästens signaler för smärta samt att på ett något mer objektivt sätt kunna bedöma och poängsätta graden av smärta. Därmed skulle det kunna bli lättare att följa om smärtintensiteten ökar eller minskar. Det är bra att försöka komma fram till vilka smärtsignaler som är de mest relevanta att studera vid olika tillstånd hos våra hästar. Många av de beteendeparametrar som smärtskalorna tar upp kanske bara ändras när hästen upplever stark smärta. Det skulle vara av intresse att försöka få till ännu känsligare bedömningspunkter även för hästar som inte upplever lika hög grad av smärta.

Ingen av hästarna i studien visade uppmärksamhet mot det smärtsamma området vilket är en beteendeparameter som ingår i EPS. Det kan vara så att hästar med ortopedisk smärta inte visar detta beteende i lika hög grad som hästar med visceral typ av smärta. Att en kolikhäst tittar mot sin buk är vanligt, men att en halt häst tittar mot sitt halta ben kanske inte är lika vanligt förekommande. Därför kan olika smärtbedömningsskalor behöva vara anpassade för den typ av smärta som man förväntar sig mäta. Kanske hade CPS varit ett bättre alternativ för smärtbedömningen på dessa hästar då den är särskilt framtagen för att bedöma smärta hos ortopediska patienter. I CPS ingår bland annat palpation av det halta benet vilket kan tänkas ge utslag för en häst som har ont i sitt ben. Det ingår även mätning av vitala parametrar, till exempel hjärtfrekvens, vilken också skulle kunna tänkas vara förhöjd hos häst med kraftigare hälta. En fördel med EPS är dock att det går mycket snabbt att sätta poängen, vilket är bra i en kliniskmiljö där det är en fördel att det går snabbt samt att det ökar chansen att man faktiskt gör en poängbedömning flera gånger för att jämföra och följa upp eventuell smärtbehandling. En fördel med EPS är också att man undersöker hästen från avstånd, detta är en fördel säkerhetsmässigt, särskilt då en häst med smärta kan visa ett farligt beteende och till exempel sparka vid palpation av ett ömmande ben.

Samtliga hästar som visade hälta i skritt, utom en, visade även tecken på smärta enligt EPS. Den hästen som inte visade några tecken på smärta var av rasen kallblodigtravare. Enligt Taylor *et al.* (2002) anses vissa hästraser visa smärtuttryck ännu mindre än andra då de härstammar från områden med extra hårda förutsättningar, vilket kan vara en förklaring till att denna häst inte visade några smärtuttryck enligt skalan trots tydlig hälta. Eftersom hästar är bytesdjur och vanligen försöker dölja sin smärta när de känner sig betraktade, kan det vara så att jag hade fått ett annat resultat vid användning av dold kamera eller liknade, där hästen inte ser att någon betraktar den. Det kan även vara så att smärtan hästen upplever vid ett ortopediskt problem som resulterar i hälta främst förekommer när hästen rör sig. Därför hade det varit intressant att kunna mäta och bedöma smärta under rörelse. EPS-skalan som jag har använt mig av är inte designad för att bedöma smärta under rörelse, kanske skulle man kunna designa en smärtbedömningsskala som är anpassad för bedömning under rörelse. Hästarna i studien smärt-

bedömdes generellt före rörelseanalysen i hältgången förutom en vid ett tillfälle där vi av praktiska skäl gjorde rörelseanalysen först. Man kan tänka sig att en högre smärtbedömning kan ske vid smärtbedömning efter rörelse då den ökade belastningen på benet under rörelse skulle kunna resultera i högre grad av smärta som skulle kunna hålla i sig även ett tag efter att hästen kommer in i boxen igen. Hästen som smärtbedömdes efter rörelseanalysen fick dock 0 poäng i EPS.

Att bedöma smärta under någon enstaka minut när hästen står i en box kan ge en felaktig bedömning av hästens grad av smärta. En av hästarna hade jag möjlighet att studera längre tid i hemmiljö. Vid smärtbedömning i box fick denna häst endast 2 poäng. Men hästen upplevdes ovanligt ”trött” vid hantering och vid vistelse i hage var hästen mindre aktiv och sågs även stå och vila i hagen med huvudet vänt mot bortre staketet, bort från gårdens aktivitet, på ett sätt den inte brukade göra. När hästen sedan blev ohalt märktes att hästens beteende blev som vanligt igen. Jag tror att en viktig del av smärtbedömning kan göras av hästarnas ägare och hur de upplever att hästen förändras i sin hemmiljö. Ett tecken på smärta kan troligen vara just upplevelsen av att hästen är ”tröttare” eller mindre aktiv än vanligt.

För två hästar kunde jag jämföra grad av asymmetri via data från Matlab med EPS poängen för två olika tillfällen. För Häst 4 sågs en minskad grad av asymmetri vid tillfälle 2 jämfört med tillfälle 1, både för mankens och huvudets rörelse, dock hade max- och minvärdena stora standardavvikelser för huvudets rörelse, vilket kan göra de värdena opålitliga. Samtidigt som hästen var mindre asymmetrisk hade även EPS gått från 2 poäng till 0 poäng, vilket antyder att den minskade grad av asymmetri kan ha varit kopplad till en minskad smärtupplevelse.

Även Häst 2 hade blivit mindre asymmetrisk i tubera sacrales rörelse vid tillfälle 3 jämfört med tillfälle 2. Dock bedömdes denna häst med 3 EPS-poäng vid tillfälle 2 jämfört med 5 poäng vid tillfälle 3. Detta antyder på att hästen hade en högre smärtupplevelse vid mindre grad av asymmetri, vilket är tvärtemot vad resultatet för Häst 4 visar. Tyvärr kan dock inte siffrorna från Häst 2 och 4 jämföras helt då Häst 4 var frambenshalt medan Häst 2 var bakbenshalt och därmed användes inte samma mätpunkter. På grund av att jag endast kunde jämföra dessa två hästar med sig själva varsin gång och att deras resultat är tvetydiga, kan jag inte sammankoppla graden av smärtuttryck till graden av asymmetri.

Studiens begränsningar

I denna studie ingick endast 4 hästar, varav 2 frambenshalt och 2 bakbenshalt. Orsaken till att ett så litet antal hästar inkluderades till studien kan bero på att många hästar som kommer till klinik med hälta inte är så halta så att de visar hälta i skritt. För de hästar däremot som är så halta att de visar hälta i skritt kan det finnas till exempel en frakturmisstanke, vilket resulterar i att de inte får röra sig mer än nödvändigt. En annan anledning kan vara att hästar som visar hälta i skritt kanske åtgärdas i fält, en vanlig åkomma som oftast inte har så hög allvarlighetsgrad men som kan ge mycket kraftig hälta är hovbölder. Många hästar som får hovbölder åtgärdas i fält av veterinär eller hovslagare och kommer därmed inte in till klinik.

Jag ville under min studie följa upp hästarna i ohalt eller mindre halt tillstånd. De båda hästarna som visade bakbenshälta skulle ej kallas på återbesök, men en av dom blev kvar på kliniken under flera dagar vilket resulterade i tre olika mätningar där det fanns skillnader i grad av

asymmetri. En av hästarna med frambenshäla som hade en fissur skulle göra uppföljande röntgen hemma i stallet och skulle därmed inte komma in för återbesök. Hästen med hovböld kom in till kliniken efter att hovbölden läkt och därmed var det den enda häst som bedömdes vid ett ohalt tillstånd.

Den begränsande mängd data som samlades in innebär begränsningar av slutsatserna som kan dras från studien och det går inte att avgöra om de resultat som framkommit i arbetet är generaliserbara på populationen i allmänhet. Det krävs en större kvantitet för att kunna avgöra hur pålitlig en objektiv rörelseanalys av dessa parametrar är vid häla i skritt, samt fler jämförelser med ohalt hästar, innan man skulle kunna använda sig av dessa mätmetoder i praktiken. Trots detta visar studien på intressanta exempel på hur rörelseasymmetrier kan mätas och tolkas i skritt.

REFERENSER

- Adams, & Stashak's. (2011). *Lameness in horses*. Wiley-Blackwell.
- Alvarez, C. B. G., Bobbert, M. F., Lamers, L., Johnston, C., Back, W., & Weeren, P. R. (2008). The effect of induced hindlimb lameness on thoracolumbar kinematics during treadmill locomotion. *Equine Veterinary Journal*, 40(2): 147–152.
- Back, W., Schamhardt, H. C., & Barneveld, A. (1996). Are kinematics of the walk related to the locomotion of a warmblood horse at the trot? *Veterinary Quarterly*, 18(September): 79–84.
- Barrey, E. (1999). Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *Veterinary Journal (London, England : 1997)*, 157(1): 7–22.
- Baxter, G. M. (2011). *Manual of equine lameness*. Wiley-Blackwell.
- Bell, R. P., Reed, S. K., Schoonover, M. J., Whitfield, C. T., Yonezawa, Y., Maki, H., Keegen, K. G. (2016). Associations of force plate and body-mounted inertial sensor measurements for identification of hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research*, 70(4): 337–345.
- Buchner, H. H. F., Savelberg, H. H. C. M., Schamhardt, H. C. & Barneveld, A. (1995). Temporal stride patterns in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*, 18(1): 161–165.
- Buchner, H. H. F., Savelberg, H. H. C. M., Schamhardt, H. C., & Barneveld, A. (1996a). Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*, 28(1): 71–76.
- Buchner, H. H. F., Savelberg, H. H. C. M., Schamhardt, H. C. & Barneveld, A. (1996b). Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*, 28(1): 63–70,
- Bussi res, G., Jacques, C., Lainay, O., Beauchamp, G., Leblond, A., Cador , J. L., Troncy, E. (2008). Development of a composite orthopaedic pain scale in horses. *Research in Veterinary Science*, 85(2): 294–306.
- Dalla Costa, E., Minero, M., Lebelt, D., Stucke, D., Canali, E., & Leach, M. C. (2014). Development of the Horse Grimace Scale (HGS) as a pain assessment tool in horses undergoing routine castration. *PLoS ONE*, 9(3): 1–10.
- Egenvall, a, Penell, J. C., Bonnett, B. N., Olson, P., & Pringle, J. (2006). Mortality of Swedish horses with complete life insurance between 1997 and 2000: variations with sex, age, breed and diagnosis. *The Veterinary Record*, 158(12): 397–406.
- Fink, R. (2000). Pain assessment: the cornerstone to optimal pain management. *Proceedings (Baylor University. Medical Center)*, 13(3): 236–9.
- Gard, S. A., & Childress, D. S. (1999). The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(1): 26–32.
- Gellman K. S. & Bertram J. E. A. (2002). The equine nuchal ligament 2, passive dynamic energy exchange in locomotion. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 15(1): 7–14.

- Gleerup, K. B., Forkman, B., Lindegaard, C., & Andersen, P. H. (2015). An equine pain face. *Veterinary Anaesthesia and Analgesia*, 42(1): 103–114.
- Gleerup, K. B., & Lindegaard, C. (2016). Recognition and quantification of pain in horses: A tutorial review. *Equine Veterinary Education*, 28(1): 47–57.
- Hodson, E., Clayton, H. M., & Lanovaz, J. L. (2000). The forelimb in walking horses: 1. Kinematics and ground reaction forces. *Equine Veterinary Journal* 32(4): 287–294.
- Hodson, E., Clayton, H. M., & Lanovaz, J. L. (2001). The hindlimb in walking horses: 1. Kinematics and ground reaction forces. *Equine Veterinary Journal*, 33(1), 38–43.
- Keegan, K. G. (2007). Evidence-based lameness detection and quantification. *Veterinary Clinics of North America - Equine Practice*, 23(2), 403–423.
- Keegan, K. G. (2012). Objective measures of lameness evaluation. *ACVA Veterinary Symposium*, 2012: 127–131.
- Keegan, K. G., Wilson, D. A., Wilson, D. J., Smith, B., Gaughan, E. M., Pleasant, R. S., Van Harreveld, P. D. (1998). Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *American Journal of Veterinary Research*, 59(11): 1370–1377.
- Keegan, K. G., Yonezawa, Y., Pai, F. P., Wilson, D. A., & Kramer, J. (2004). Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research*, 65: 665–670.
- Kelmer, G., Keegan, K. G., Kramer, J., Wilson, D. A., Pai, F. P., & Singh, P. (2005). Computer-assisted kinematic evaluation of induced compensatory movements resembling lameness in horses trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research*, 66(4): 646–655.
- Lameness Locator, C. service. (2016). *Lameness locator user manual*, 1–53. Retrieved from www.equinosis.com
- Loscher, D. M., Meyer, F., Kracht, K., & Nyakatura, J. A. (2016). Timing of head movements is consistent with energy minimization in walking ungulates. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 283(1843): 20161908.
- May, S. A., & Wyn-Jones, G. (1987). Identification of hindleg lameness. *Equine Veterinary Journal*, 19(3): 185–188.
- Mendez-Angulo, J. L., Firshman, A. M., Groschen, D. M., Kieffer, P. J., & Trumble, T. N. (2014). Impact of walking surface on the range of motion of equine distal limb joints for rehabilitation purposes. *Veterinary Journal*, 199(3): 413–418.
- Merkenes, H. W., & Schamhardt, H. C. (1988). Distribution of ground reaction forces of the concurrently loaded limbs of the Dutch Warmblood horse at the normal walk. *Equine Veterinary Journal*, 20(3): 209–213.
- Merkens, H. W., Schamhardt, H. C., Hartman, W., & Kersjes, A. W. (1988). The use of H(orse) INDEX: A method of analysing the ground reaction force patterns of lame and normal gaited horses at the walk. *Equine Veterinary Journal*, 20(1): 29–36.
- Moorman, V. J., Reiser, R. F., Peterson, M. L., McIlwraith, C. W., & Kawcak, C. E. (2013). Effect of forelimb lameness on hoof kinematics of horses at a trot. *American Journal of Veterinary*

Research, 74(9): 1183–1191.

Penell, J. (2009). *Secondary databases in equine research data quality and disease measurements*. Diss. Uppsala: Sveriges lantbruksuniversitet.

Pfau, T., Starke, S. D., Tröster, S., & Roepstorff, L. (2013). Estimation of vertical tuber coxae movement in the horse from a single inertial measurement unit. *Veterinary Journal*, 198(2): 498–503.

Rhodin, M., Roepstorff, L., French, A., Keegan, K. G., Pfau, T., & Egenvall, A. (2016). Head and pelvic movement asymmetry during lungeing in horses with symmetrical movement on the straight. *Equine Veterinary Journal*, 48(3): 315–320.

Ross, M. W., & Dyson, S. J. (2011). *Diagnosis and management of lameness in the horse, 2nd Edition*. Elsevier.

Stavarakakis, S., Guy, J. H., Syranidis, I., Johnson, G. R., & Edwards, S. A. (2015). Pre-clinical and clinical walking kinematics in female breeding pigs with lameness: A nested case-control cohort study. *Veterinary Journal*, 205(1): 38–43.

Taylor, P. M., Pascoe, P. J., & Mama, K. R. (2002). Diagnosing and treating pain in the horse. Where are we today? *Veterinary Clinics of North America - Equine Practice*, 18(1): 1–19.

van Weeren, P. R., Pfau, T., Rhodin, M., Roepstorff, L., Serra Bragança, F., & Weishaupt, M. A. (2017). Do we have to redefine lameness in the era of quantitative gait analysis? *Equine Veterinary Journal*, 49(5): 567–569.

Wagner, A. E. (2010). Effects of stress on pain in horses and incorporating pain scales for equine practice. *Veterinary Clinics of North America - Equine Practice*, 26(3): 481–492.

Weary, D. M., Niel, L., Flower, F. C., & Fraser, D. (2006). Identifying and preventing pain in animals. *Applied Animal Behaviour Science*, 100(1–2): 64–76.

Weishaupt, M. A. (2008). Adaptation strategies of horses with lameness. *Veterinary Clinics of North America - Equine Practice*, 24(1): 79–100.

Weishaupt, M. A., Hogg, H. P., Auer, J. A., & Wiestner, T. (2010). Velocity-dependent changes of time, force and spatial parameters in Warmblood horses walking and trotting on a treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 42(38): 530–537.